第3号). 20) 坂倉啓夫, 他: 新生児に対するアンドロゲン系ステロイドの使用(ホルモンと臨床, 第1巻, 第6号), 医学のあゆみ「性ホルモンと骨の発育」(12巻, 2号). 21) 高橋良: 人の鼻中隔の特徴に就て(耳喉, 24巻, 12号). 22) 高橋良: 鼻中隔突起の成因に関する知見補遺(大日耳鼻, 45巻, 10号). 23) 中村杏一郎: 鼻中隔畸形の組織学的研究(大日耳鼻, 49巻, 7号). 24) 高橋良, 今井三郎, 内村康邦: 人体鼻中隔の成長に就ての研究(耳鼻総会, 1951).

稿を終るに当り, 懇篤なる御指導, 御校閲を賜った佐藤教授, 高橋助教授, 研究上の御指導と便宜を計つて下さった薬理学

教室中尾教授並びに教室員各位, 研究上の御助言を賜った緒方知三郎先生, 白鼠の唾液腺剔出に就て御指導を賜った千葉大学病理学教室滝沢教授並に教室員各位, 尚パロチン, ヒボホルリン, テストステロン, オバホルモン等研究上の薬品を提供して下さいた帝国臓器製薬株式会社に深甚なる感謝の意を表し, 且又当教室員各位の御協力と御厚情を深く感謝致します。

本研究は文部省科学研究費の補助を受けたものである。

(原稿到着=昭和29.10.14日—急載)

I. KIRIKAE, M.D., S. KAWAMURA, M.D., J. MUTO, M.D. AND
H. OSHIMA, M.D.: A CONTRIBUTION TO BONE
CONDUCTION AUDIOMETRY

一骨導聴力測定装置の性能並びに 測定条件に関する検討

東京大学医学部耳鼻咽喉科学教室

切 替 一 郎 河 村 正 三
キリ カエ イチ ロウ カワ ムラ ショウ ズウ
武 藤 二 郎 大 島 弘 至
ム トウ ジ ロウ オウ シマ ヒロ シ

目 次

第1章 緒 言	第3項 骨導受話器の圧抵面の大きさ
第2章 研究装置及びその性能の検討	第4項 骨導受話器の装着場所
第1項 発振器及び減衰器	第5項 骨導受話器より発する音響による
第2項 骨導受話器	障害の除去
第1目 振動波形	第6項 遮 蔽
第2目 出 力	第1目 健耳の遮蔽
第3目 周波数特性	第2目 患耳の遮蔽
第4目 骨導受話器より発する気導音	第4章 総括並に考按
第3項 骨導受話器及び頭蓋の支持	第1項 測定装置並に性能
第4項 遮蔽用騒音	第2項 骨導受話器の装置
第3章 研究方法及び成績	第3項 遮 蔽
第1項 骨導受話器の最大出力	第5章 結 論
第2項 骨導受話器を圧抵する圧力	文 献

第1章 緒 言

骨導聴力の測定は難聴の臨床診断上、近時益々重要性を認められてきたが、従来行われている気導聴力の測定に比べて、方法が煩雑であり、ひいては判定が不確實になることが多いので困難なものとされている。この理由は骨導聴力の測定に関する基礎的研究、就中測定装置及び測定条件の検討が未だ充分でない爲である。

ここにおいて私達は東京大學附属病院耳鼻咽喉科教室で使用している一骨導聴力測定装置を中心として、その性能並びに測定条件、就中骨導受話器骨導子の頭蓋壁への壓抵面の廣さ、及び壓抵壓力、頭蓋上の受話器の装着場所及び遮蔽等を如何にするのが最も合理的であるか等の諸問題につき吟味検討したので報告する。

第2章 研究装置及びその性能検討

第1項 發振器及び減衰器

發振器は横河電機製作所の測音1號 C-R 發振器を用いた。この發振器は 30cps. より 11000cps. まで任意の周波數を發振し得る。

減衰器としては同製作所の測振 120 型 1 號抵抗減衰器を用いた。減衰は 0.1db 毎に 120db まで可變である。

1949 年及び 1951 年に米國に於て、1953 年日本にて、オーディオメーターの規格案が規定されたが、發振器及び減衰器に関しては我々の使用している装置は、これら規格案に完全に合格するのみでなく、更に優秀な性能を有するものである。

第2項 骨導受話器

骨導受話器は St 6 型オートオージオン附屬の可動線輪型受話器である。外形は直径 72mm, 高さ 123 mm の圓筒形で、その一端中央より直径 7mm, 長さ 30mm の骨導子が出て居り、重量は 2.6kg である。骨導子の先端即ち壓抵部分は取替可能で、適當な大きさの壓抵面を撰擇することが出来る。

第1目 振動波形

骨導子の振動をロッシェル鹽結晶を利用した曲型換振器で受けて、その波形を観察した。200cps. より 1000 cps. までは正弦波を示したが、200cps. 以下では倍音が混入する。

第2目 出 力

骨導子の振動を曲型換振器に受け、そこで生じた電壓を指標として骨導子の振幅をしらべた。使用する条件の範囲内では振動振幅は入力電壓と完全に直線的に比例する。

第3目 周波數特性

換振器を用いて測定した骨導受話器の周波數特性は第1圖に示した。

第1圖 骨導受話器周波數特性曲線

第4目 骨導受話器より發生する氣導音

骨導受話器の動作によつて發する氣導音の大きさは第2圖に示した。

第2圖 骨導受話器より發する氣導音

正常人の乳様突起上に骨導受話器壓抵面を一定の壓力であてゝ測定した骨導最小閾値を基準にとつて、之を 0db としたとき、受話器を乳様突起皮膚面から少し離し、壓抵面を被檢者以外の人の指で、前と同じ壓力で押えた場合の骨導受話器より發する氣導音の最小可聽閾値を實線で示した。即ち 2000 cps. 以下の低音では骨導と氣導との差は 5db 以上あるため骨導聴力測定に支障ないが、4000cps. 以上の高音の場合には氣導音をきくために骨導聴力測定が困難となることがわかつた。

第3項 骨導受話器及び頭蓋の支持

第3圖の寫眞に示すように、骨導受話器は支持器に懸垂して、自由な壓力で骨導子の壓抵面を頭蓋に當てることが出来る。支持器は上下左右に可動で、受話器を頭蓋上の任意の場所に固定することが出来る。

被検者は坐位をとり、下顎を柔いクッションを介して支持台の上に固定した。

第3圖 測定装置

第4圖 騒音周波数分析

第4項 遮蔽用騒音

遮蔽に用いる騒音はネオン管を利用したブザー音発生装置及びサイラトロン管を利用した騒音発生装置を使用し、可動綫型氣導受話器を連結した。氣導受話器の耳に當る周囲の部分をつエルトで包み、受話器の振動が骨傳導によつて頭蓋に傳わることを防いだ。騒音の強さは最大 85phon である。各装置の音響スペクトラムを第4圖に示す。

第3章 研究方法及び成績

實驗は全て東京大學附屬病院耳鼻咽喉科教室無響室において行つた。

被検者：既往症及び現症に耳疾患なく、兩耳鼓膜が正常で、氣導聴力測定で聴力損失が 10db 以内のもの 50 人 100 耳を對照として種々の實驗を行つた。又特に遮蔽の研究には正常の被検者の外に、一側難聴者を被検者として用いた。即ち、一側内耳の摘出を行つた患者 1 人、及び完全な一側聾患者、一側に中等度の感音系難聴を有する患者、一側傳音系難聴患者夫々數人について研究を行つた。

第1項 骨導受話器の最大出力

骨導音の最大出力は、直徑 15mm の壓抵面を乳様突起上に 300g の壓力であてゑ測定した場合に正常人 20 人 40 耳の最小可聴閾値の平均値を基準として次表の如くである。

周波数 (cps.)	250	500	1000	2000	4000	8000
最大出力 (db)	27	40	50	53	53	47

第2項 骨導受話器を壓抵する壓力

正常人 10 人 20 耳について骨導受話器壓抵面の直徑が 15mm のものを用いて、乳様突起皮膚面に夫々 100, 200, 300 及び 400g の壓力をかけた場合の骨導聴力最小可聴閾値を測定した。

第5圖 圧抵による可聴閾値の変動

測定成績は第5圖に示した。300g の壓力の場合の可聴閾値を基準として、之を 0db とした。實線は 100g, 破線は 200g, 點線は 400g の場合の可聴閾値を示す。

第3項 骨導受話器の壓抵面の大きさ
正常人 20 人 40 耳について壓抵面の大きさが夫々

直徑 9, 15 及び 20 mm の3種類を用いて、骨導受話器壓抵面を乳様突起に一定の壓力 300g であてゝ骨導最小可聴閾値を測定した。

壓抵面の直徑 15 mm の場合の平均値を基準として、之を 0db とし、夫々の壓抵面についての可聴閾値の平均値及びその信頼限界を第1表に示した。

第 1 表

周 波 数 (cps.)		250	500	1000	2000	4000	8000
9mm	平 均 値 (db)	1.5	2.1	1.4	2.0	7.2	1.2
	信 頼 限 界 (db)	±3.0	±2.8	±2.6	±1.8	±3.1	±2.9
15mm	平 均 値 (db)	0	0	0	0	0	0
	信 頼 限 界 (db)	±2.1	±2.5	±3.0	±1.5	±2.2	±4.1
20mm	平 均 値 (db)	0.5	-2	-1.5	0.6	-1.2	1.8
	信 頼 限 界 (db)	±1.8	±2.9	±4.6	±5.2	±6.8	±1.8

第4項 骨導受話器の装着場所
正常人 50 人 100 耳について前額正中、側頭骨側頭面で外耳道の前方 1.5cm で頬骨突起より上 1cm の場所及び乳様突起の3箇所の骨導聴力最小可聴閾

値を測定した。壓抵面は直徑 15mm, 壓抵壓は 300g である。

各々の場所に於ける最小可聴閾値の平均値及びその信頼限界を第2表に示す。乳様突起で測定した平

第 2 表

周 波 数 (cps.)		250	500	1000	2000	4000	8000
乳 様 突 起	平 均 値 (db)	0	0	0	0	0	0
	信 頼 限 界 (db)	±2.1	±2.5	±3.0	±1.5	±2.2	±4.1
側 頭 面	平 均 値 (db)	4.0	2.3	2.3	-1.1	3.5	0.9
	信 頼 限 界 (db)	±2.2	±2.4	±2.7	±1.9	±2.0	±3.1
前 額 正 中	平 均 値 (db)	10.6	12.7	11.0	6.1	8.5	11.9
	信 頼 限 界 (db)	±2.8	±3.0	±3.2	±1.2	±2.1	±1.7

均値を基準として、之を 0db とした。

第5項 骨導受話器より發する音響による
障礙の除去

骨導受話器を一定の壓力で負荷して、被檢者の乳様突起の近くにおき測定した氣導音の大きさは既に第2圖の實線で示した。同じ状態で外耳と骨導受話器との間に音響遮蔽の目的で 10×20cm, 厚さ 2mm の厚紙を挿入した場合の氣導聴力最小可聴閾値を第2圖の點線で示す。即ち厚紙の挿入により 4000 及

び 8000 cps. における骨導聴力測定時に妨害となる氣導音を防ぐことが出来た。

第6項 遮 蔽

正常人及び種々の一侧難聴患者の健側或いは患側の乳様突起に直徑 15 mm の壓抵面を有する骨導受話器を 300g の壓力であてゝ、他側耳に遮蔽用氣導受話器を装着して骨導音及び遮蔽音の強さを種々に變化させて骨導聴力最小可聴閾値を測定した。この場合骨導聴覺は骨導受話器をあてた側の反對側で起

ることもあるが、何れの側に聴覚が起つても無関係にその場合のその人の可聴閾値として測定した。

第1目 健耳の遮蔽

正常人の一耳及び一側難聴者の健耳をサイラトロン騒音で遮蔽して、他側乳様突起に骨導受話器をあてて測定した成績を第6圖に示す。被検者が遮蔽用受話器をつけない時の骨導聴力最小可聴閾値を基準として、之を 0db とした。R は遮蔽用受話器を装着して騒音を入れない場合の可聴閾値を示す。圖 A は正常人、圖 B は一側傳音系難聴者、圖 C は一側感音系難聴者の色々の周波数に於ける骨導聴力の變

化を示している。

第7圖は一側聾者の骨導オーディオグラムを示す。正常人 10 人の骨導聴力最小可聴閾値の平均値を基準として、之を 0db とした。□ の印は健側乳様突起に骨導受話器を當てた場合、□ の印は患側乳様突起に骨導受話器をあてた場合の骨導聴力を示す。W は遮蔽用受話器を使用しない場合、R は受話器を健側にあて騒音を與えない場合、各數字は健側に使用した騒音の強さを phon で表わした。

左側のオーディオグラムはサイラトロン騒音を、右側のオーディオグラムはブザー音を遮蔽に使用した場

第 6 圖 健 耳 の 遮 蔽

第 7 圖

合である。

第2目 患耳の遮蔽

一側難聴者の患耳をサイラトロン騒音にて遮蔽して健側乳様突起に骨導受話器をあてて測定した成績

を第8圖に示す。圖は第6圖と同じ表現方法を用いた。圖中 A は一側傳音系難聴者を、圖 B は一側感音系難聴者の種々の周波数における骨導聴力の變化を示す。

第8圖 患耳の遮蔽

第4章 總括並に考按

第1項 測定装置並に性能

電氣的骨導受話器は既に1892年に Gradenigo により發見され、その後 Pohlman と Krantz 及び Jones と Knudsen 等により改造された。又 Sonntag 及び Langenbeck によつて現在一般に使用されているマグネチック型骨導受話器が完成した。可動輪線型骨導受話器は Bárány の工夫により作られたもので、本實驗に使用したのはこの Bárány の使用したものと類似である。

骨導受話器の性能については次の諸條件が満足されなければならない。即ち各種難聴者の骨導聴力測定に充分な出力を有し、その出力の範圍内においては振動波形に倍音の混入などなく、純正弦波形を出し、且つ出力は減衰器の目盛と完全に直線的關係をもつていなければならない。更に骨導音以外の音響が可及的に小さいことが必要である。

出力に關しては吾々の使用した機械は第3章第1項に示した如く決して満足すべきものではない。Lierle 及 Reger は發振器と受話器との間に増幅器を用いて 2000cps. で 90db の出力を出したと報告している。しかし受話器の有する出力特性の直線性の範圍内において出力を更に大にすることは技術的に相當困難である。Bárány は骨導受話器の固有振動數を色々と變化させて、測定周波數に合致させることにより出力を大にすることを考えているが、操

作が非常に煩雜となるので臨床検査には用いることは出来ない。

更に聴力検査に際し常に妨害となるのは骨導受話器の動作中、之より發する音響の被檢耳に對する影響である。Lierle 等は柔かいゴムの圓筒を骨導子の周圍に取付け、氣導音を防いだ。恩地は耳栓によりその影響を妨げることが出来るので耳栓骨導検査の特色の一つであると述べている。志井田は氣導音の發生に余り注意を拂う必要がないと述べている。吾々の受話器では第2圖に示したように氣導音が發生する。即ち 2000cps. 以下の低音では特に考慮を拂わなくても實際の測定に支障はない。4000 及び 8000cps. では第3章第5項の實驗の如く遮蔽の目的で厚紙を外耳道と骨導受話器との間に挿入することにより音響の影響を妨げることが出来た。

骨導受話器の型は通常マグネチック型と可動輪線型とがある。可動輪線型のは驅動力を大に出来るので出力、及び周波數特性の點において比較的すぐれた性能をもち得ると思う。但し容積及び重量も大となり取扱が不便なこと及び驅動電流の他に勵磁電流を必要とする不便もある。

吾々の使用した骨導受話器は可動輪線型で形も重量も大きいので支持台にこれを吊して頭蓋壁に色々な壓力であてられるようにした。このため頭蓋の固定が必要とする。

頭蓋の固定には種々の方法があつて、例えば Bá-

rány は上顎の口腔壁に金属の台を入れて、これを軽くかむことにより頭蓋を固定した。頭蓋の固定については次の条件を必要とする。1. 頭蓋が動かないこと。2. 頭蓋の音響学的特性を変えないこと。3. 姿勢が楽なこと。4. いつも同じ固定方法をとることである。本測定では上記の条件を満足させるために被検者は坐位をとり、下顎を柔いクッションを有する台にのせて頭蓋を固定した。

第2項 骨導受話器の装着

骨導受話器を装着するときに問題となるのは、壓抵壓力、壓抵面の大きさ及び壓抵場所である。

骨導受話器の壓抵壓力により皮膚等の軟部組織の物理的性質が變化するのみならず、骨導受話器の骨導子自身の振動にも變化が起り骨導聴力測定値に影響を及ぼすことが考えられる。骨導子自身の振動變化については Knudsen の工夫があり、本骨導受話器も第1圖に示す如く壓抵面に加わる壓力により殆んど變化しない。Békésy は皮膚に種々の壓力を加えた場合に、皮膚により減衰される振動振幅を測定して、壓力の増加と共に減衰が小さくなることを示している。色々と壓力を變化させた時の骨導聴力の變化は第5圖に示した。即ち壓力を増加させるに従つて最小可聴閾値が下降する。このことは Békésy の實驗結果と一致している。壓力が増加すると皮膚が壓迫されて薄くなり、又 stiffness が増加することによつて皮膚の内部における振動減衰が少くなるので、骨導受話器より皮膚を経て頭蓋骨に傳導される振動が強くなり、骨導聴力が良くなるものである。故に臨床検査では壓力を常に一定に保つことが必要である。Lierle 等は 410g, Norman 等は 370g 或いは 412g の壓力を使用しているがその理由は明記していない。吾々は研究2の實驗結果の示すところに従い比較的安定した測定條件を作り易い 300g の壓力に一定した。

壓抵面の廣さについては Bárány は壓抵面の大きさにより骨導受話器より皮膚に傳わる振動の力が差異のあることを示している。吾々の實驗によつて得た結果は第1表に示した如くで統計學的には明らかに差があるとは言ひ得ない。Békésy は直徑 7 mm, Norman は直徑 9mm の壓抵面を使用しているがその理由は不明である。吾々の検査では直徑

20mm のものでは頭蓋面に完全に密着しない場合があり、直徑 9mm のものでは 300g の壓力を加えると疼痛を訴える場合もあるので直徑 15 mm の壓抵面を使用することが適當であると考えらる。

受話器の装着場所に関しては學者により各々の論があり、その結論も一定しない。最も普通に装着される場所は乳様突起の表面である。Carhart や Lierle 等は骨導受話器の装着場所の僅かな變化が骨導聴力に變動を及ぼすことを警告しているが測定は乳様突起で行つている。Bárány は乳様突起では骨導聴力の装着場所による變化が大ききこと、或は骨導受話器が耳介に觸れて軟骨傳導が起り易いことを理由として乳様突起上での測定に反對している。Zwislocki は中耳疾患或いは耳硬化症の骨導聴力検査を前額正中と乳様突起で行つて、乳様突起上の骨導測定は前額正中に比較して中耳機構の影響を受け易いことを理由にして、中耳疾患の診斷は前額正中で施行するのが良いと記載している。吾々が乳様突起、側頭面及び前額正中の3箇所て測定した結果は第2表に示した如くである。

3箇所の平均値を統計學的に比較してみると乳様突起と側頭面では差異があるとはいえないが、これら2箇所と前額正中とは明らかに差がある。即ち前額正中の方が他の2箇所よりも可聴閾値が大きい。信頼限界は3箇所て差異を認めない。即ち乳様突起上の測定が他の場所の測定より誤差が大きき、その點で不適當であるとは考えられない。従つて吾々は乳様突起では可聴閾値が小さく最大出力と可聴閾値との差が大ききこと、又最も一般に使用されている場所であるということ等の理由より乳様突起上で測定することにした。Zwislocki のいう如く中耳疾患の場合の骨導聴力の測定については更に検討を要する。

第3項 遮 蔽

兩耳の骨導聴力に差があるときに検査しようとする耳の聴力が反対側の耳の聴力より悪い場合に、健側の耳で骨導音をきくことによつて誤まつた測定結果をもたらすことがある。このような場合に健耳の遮蔽が必要となる。

先づ第1に兩耳の聴力にどれ位の差があるときに遮蔽を必要とするかを考える。即ち骨導音が一侧乳

様突起から他側内耳に達する迄の減衰は大野及び河合は 7～13db, 志井田は 5db 内外であると報告している。本実験では一側内耳摘出患者或いは一側聾患者の患側乳様突起に骨導受話器をあてた場合の健耳の最小可聴閾値の測定, 即ち第 7 圖の W の曲線が示すように減衰は 5～25db で大体従來の報告と一致している。即ち兩耳骨導聴力の差が 5db 以上のときには患側を測定する場合に健側を遮蔽する必要がある。

第 2 の問題は遮蔽音の種類である。全可聴周波数の音が全て同じ強さで存在している所謂 white noise を使用することが望ましいが, そのような理想的な遮蔽音を得ることは困難であつたので, 本実験では比較的 white noise に類似したサイラトロン騒音とブザー音を使用した。その周波数特性は第 4 圖に示した如く, サイラトロン騒音は比較的高音の部分音が多く, ブザー音は低音が強い。この 2 種類の騒音の遮蔽の効果は第 7 圖に示した如く, ブザー音は低音を, サイラトロン騒音は高音を遮蔽し易いので測定には 250 及び 500cps. の音はブザー音で, それより高い音はサイラトロン騒音で遮蔽することにした。

これらの騒音を氣導受話器によつて健耳に與える。しかるに氣導受話器を單に耳にあてることのみによつて, その耳の骨導聴力が 2000cps. より低音で良くなることは第 6 圖或いは第 7 圖に示した。即ち健耳の骨導聴力が良くなることによつて兩耳の骨導聴力の差が益々大きくなる。この影響をどのように防ぐかが第 3 の問題である。大野は氣導受話器内の空氣容量を 500cc にすることによりこの影響を

除く工夫をした。吾々はこの影響を除くために騒音の強さを増加した。第 6 圖に示す如く 50phon の強さの騒音によりこの影響を除くことが出来た。即ち普通の氣導受話器を遮蔽の目的で使用する場合, 最小限 50phon の騒音を用いる必要がある。

第 4 の問題は遮蔽音を或る程度以上に強くすると反対の耳即ち檢耳に影響を及ぼす。即ち遮蔽音の最大限度を知ることが必要である。Békésy はこの強さを 100～1000cps. で 40～50db, 大野は 60phon であると記載している。吾々は一側聾患者の健側乳様突起に骨導受話器をあて, 患耳に遮蔽用受話器をつけて騒音の強さを増減して骨導聴力閾値の變動を測定した。成績は第 8 圖に示す如く 70phon 以上の騒音は反対側の聴力に影響を及ぼすことを知つた。

最後に必要にして充分な騒音の強さを知るために, 種々の一側難聴者の健耳を色々の強さの騒音で遮蔽した。成績は第 6 圖及び第 7 圖に示したように 50～60phon の騒音で充分に遮蔽が可能である。

以上の結果を綜合して表に示すと第 3 表の如くである。即ち臨床骨導聴力測定には 250 及び 500 cps. ではブザー音, 60phon, 1000cps. 以上ではサイラトロン騒音 50phon (但し 1000cps. のみでは 60phon を用いる) を用いることが最も適當であるとの結論となつた。

然し實際には骨導聴力測定の際の遮蔽は時により非常に困難な場合があることは市川等によつても述べられている如くである。例えば一側が傳音系難聴で氣導聴力損失が大きくしかも骨導聴力は良く, 他側は感音系難聴で聴力損失が中等度の場合に傳音系難聴側を遮蔽することは不可能であつた。

第 3 表

遮 蔽 騒 音 の 種 類	ブ ザ ー 音		サイ ラ ト ロ ン 騒 音			
	250	500	1000	2000	4000	8000
受話器の影響を除くに必要な最小の強さ (phon)	50	50	50	0	0	0
必要にして充分な最小の強さ (phon)	50～60	50～60	60	50	50	50
反対耳に影響を及ぼす最小の強さ (phon)	50	50	50			
使用に適當な強さ (phon)	60		60		50	

第5章 結 論

一骨導聴力測定装置 (St 6 型 オトオーゾン附屬の可動線輪型受話器) をとりあげその性能並びに骨導聴力測定の条件について検討を行い、つぎの結果を得た。

1. 骨導受話器の壓抵面の大きさは直径 15mm で壓抵壓力は 300g にするのが臨床測定に適當である。

2. 骨導受話器を乳様突起上に装置することが、本器の出力を十分に使用し得る點で、側頭面或は前頭部に装着した場合より有利であり、その測定結果の信頼度において後の2つの場所より不適當であるとは考えられない。

3. 非聴耳聴力の遮蔽の目的に吾々が用いたネオン管ブザー及びサイラトロン騒音に関しては、250及び 500cps. の聴力検査に對してはブザー音 60phon、それより高音には 50phon (但し 1000cps. のみ 60 phon) のサイラトロン騒音を用いるのが適當である。

文 献

1) 市川則雄: 骨導聴力検査に於ける遮蔽の方法, 耳喉, 25, 315; 昭 28. 2) 大野, 河合: 骨伝導最小可聴値の測定と Masking noise, 音響会誌, 8, 71; 昭 27. 3) 大和田健次郎: オーディオメーターとその使用法, 耳喉, 24, 588; 昭 27. 4) 志井田守: 骨導測定上の2, 3の問題, 耳喉, 25, 315; 昭 28. 5) 堀口, 角田: 高音部の骨導の測定について, 耳喉, 25, 124; 昭 28. 6) 日本工業規格案, オーディオメータ. 7) "Proposed American Standard Specifications for Audiometers for General Diagnostic Purposed" J.A.M.A.: 140, 1095; 1949. 8) American Standard Specificatin for Audiometers for General Diagnostic Purposed: Z. 24, 5; 1951. 9) Report of the Committee on Methods of Testing the Hearing by Bone Conduction: Ann. of Oto-Rhino-Laryngol. 45, 800; 1936. 10) E. Bárány: A Contribution to the Physiology of Bone Conduction: Acta Otolaryngol.: Suppl. 26,

1938. 11) v. Békésy: Zur Theorie des Hörens bei der Schallaufnahme durch Knochenleitung: Ann. d. Physik: 13, 111; 1932. 12) R. Carhart and C. Hages: Clinical Reliability of Bone Conduction Audiometry: Laryngoscope: 59, 1084; 1949. 13) R. Carhart: Clinical Application of Bone Conduction Audiometry: Arch. of Otolaryngol. 51, 798; 1950. 14) McDonald: Functioning of Air Cell System of Mastoid Process in Audition: Arch. of Otolaryngol.: 49, 447; 1949. 15) A. Greenbaum, P. Kerridge and E. Ross: Normal Hearing by Bone Conduction: J. Laryngol. and Otol.: 54, 88; 1939. 16) D. Lierle, and S. Reger: Correlations between Bone and Air Conduction Acuity Measurements over Wide Frequency Ranges in Different Types of Hearing Impairments: Laryngoscope: 56, 187; 1946. 17) R. Link and J. Zwislocki: Audiometrische Knochenleitungsuntersuchungen: Arch. f. O-N-Kehlkhhk.: 160, 347; 1951. 18) K.C. Morical, R.W. Benson and H. Davis: The Electrical and Acoustical Performance of Some Cmmmercial Audiometers: J.A.S.A.: 22, 843; 1950. 19) W. McNally, T. Erickson, R.C-Moncrieff and D. Reeves: Clinical Observation of Bone Conduction: J. Laryngol. and Otol.: 52, 295; 1937. 20) N.A. Watson and R. Gales: Bone Conduction Threshold Measurement: J.A.S.A.: 14, 207; 1942.

本研究には昭和 26, 27, 28 年度文部省科学研究費の援助をうけた。

本論文の要旨は昭和 27 年 1 月, 6 月及び 12 月の日本耳鼻咽喉科学会東京地方会例会に於て報告した。

(原稿到着＝昭和 29. 11. 4 日一急載)