パーソナルコンピュータによる 聴力型判別処理の試み

信州大学医学部耳鼻咽喉科学教室

(主任：田口喜一郎教授)

宮下 善和

中央鉄道病院医療システム開発室

坂部 長正

I 緒 言

最近の電子工学の進歩は、コンピュータとその関連機器に著しい影響を及ぼし、中でも特にマイクロプロセッサを用いたパーソナルコンピュータ（以下パソコン）において、その演算処理速度や処理レベル、補助記憶装置の容量等は、それよりも上位の電算機に優るとも劣らぬ程に向上し、かつ装置自体も小型化され、操作性や処理プログラム言語面でも改良が加えられ、多種多様な処理も可能となり、オフィスオートメーション機器などに実用化され、広く普及している。

一方、産業の飛躍的な発達に伴い、騒音職場での難聴の発生の機会も増加し、その早期発見と予防に大きな力が注がれるようになるに従い、健康管理面で多くの人を対象にスクリーニングとしての純音聴力検査を定期的に行なうことが多くなってきた。これに伴い、大量の聴力検査データの格納や抽出、集計、統計計算などの検索を行なう要求が強くなり、すでに、坂部・他¹⁾は大型コンピュータによる聴力検査データ処理システムを開発し、臨床及び国鉄騒音職場従業員のデータの格納と処理を行っている。

さて、われわれが気導オーディオグラムを見た時に、経験的にまた直観的にその聴力型からある程度の診断の材料となる情報を得る習慣がついている。一般の聴力スクリーニング検査で得られるデータの主なものは気導オーディオグラムであり、このデータから型分類がコンピュータで処理可能となれば、大量の聴力検査データを粗いレベルで分類整理し、医師に真に必要なデータのみを提供することができ、スクリーニングとしての省力効果は大きいものと考えられる。

今回は、まず、中央鉄道病院の大型コンピュータに

すでに入力してある過去の大量のオーディオグラムデータ（約10000件）において、医師による肉眼的分類、いわゆるパターン認識の能力精度について検討を加え、次いでパソコンにその能力を移植し、事例について、医師とパソコンの聴力型判別能力を比較した結果、実用化への手がかりが得られたので、ここに報告する。

II 方 法

1. 使用システム：本解析処理に用いたパソコンは、図1 a, bに示したごとく中央処理装置 Apple II plus 48KB system (RAM 48KB, ROM 12KB)、カラーグラフィック ディスプレイ (National TH 11-S70)、ミニフロッピーディスク (Apple Disk II Dos version 3.2 100KB×2)、シリアルドットプリンタ (Epson MP-80, Type II)、キーボードなどより構成されている。処理言語は、Apple BASIC を使用した。

2. 医師の聴力型判別能力の特徴抽出：前述した聴力検査データ処理システム¹⁾において使用しているオーディオグラム入力シートは、図2に示したごとく個人識別情報、診断名、各周波数別聴力損失値などの他に、聴力型（切替による分類⁴⁾）を医師（4名）が判断し記入している。この入力シートは過去10年間にわたり、聴力検査の度に作成し、大型コンピュータ (FACOM M-130F 1 MB) に格納しているが、このデータ中から、昭和49年から昭和54年までの6年間の検査データ（約3000耳）について、初回検査の右耳のデータのみに限定し、医師が聴力正常と判断したもの以外のデータについて、その聴力型と250~8000Hzの純音気導聴力損失値および医師による臨床診断名を検索抽出し、その結果について聴力型別に分類したものを表1に示した。次に、これらのデータから、各聴力

図1 a システム外観

左側はミニフロッピーディスク
中央はパソコンとカラーディスプレイ
右側はプリンタ

図1 b システム構成

型について100耳(但し、谷型は32耳、全聾型はスケールアウトのため、分析から削除)を任意に選び出し、医師の聴力型パターンの特徴抽出とその過程をチェックする目的で、周波数ごとの平均値と標準偏差を求めた。その結果を図3に示したが、医師の肉眼的なオーディオグラムパターン判別には、次のような特徴があることが推定された。1) 水平型と判断された聴力型には、軽度の漸傾型の聴力型が含まれている。2) 低音障害型と判断された聴力型の中には、8000Hzの軽度聴力障害耳が含まれている。3) 漸傾型と急墜型の判別の主な相違点は、500Hzから徐々に下向しているものを漸傾型と判断しているのに対し、4000Hzから急激に下向しているものを急墜型と判断している。4) dip型と判断した場合でも、8000Hzに軽度の聴力損失が認められることがある。5) 山型は1000~2000Hzを頂点としている、などである。

3. 判別論理の確立：以上の結果から、医師の肉眼的なパターン抽出能力の特徴に着目し、この聴力型判

表1 聴力型と耳数

型番号	聴力型	耳数
1	正 常 NORMAL	
2	水 平 型 FLAT	194
3	低音障害型 LOW	135
4	漸 傾 型 GRADUAL	416
5	急 墜 型 ABRUPT	226
6	d i p 型 DIP	129
7	谷 (凹) 型 MIDDLE	32
8	山 (凸) 型 HIGH AND LOW	129
9	全 聾 型 TOTAL	30
10	そ の 他 ANOTHER	172
計		1463

表2 医師の肉眼とパソコン処理による聴力型の判別能力の比較

(単位: 耳, 聴力型11~15: 分類不能)

聴力型	医師により判別された聴力型										計
	2	3	4	5	6	7	8	10	10	計	
2	70	13	10	5	1	9	10	30	148		
3	3	51	0	0	0	0	7	4	65		
4	9	1	55	24	5	0	2	20	116		
5	5	6	16	49	1	1	6	12	96		
6	2	0	6	0	80	0	1	12	101		
7	4	0	0	0	2	18	0	6	30		
8	4	9	9	9	1	1	65	10	108		
11~15	3	20	4	13	10	3	9	6	68		
11	0	0	0	0	0	2	0	0	2		
12	0	0	1	0	0	0	0	0	1		
13	0	0	0	2	0	1	0	0	3		
14	3	15	3	3	8	0	0	6	38		
15	0	5	0	8	2	0	9	0	24		
計	100	100	100	100	100	32	100	100	732		

別論理を確立するために、図4の流れ図を作成した。

1) 水平型と dip 型は 4000Hz の値を除けばそのパターンがほぼ直線的であり、他の聴力型とは判別可能と考え、250, 500, 1000, 2000, 8000Hz の聴力損失値について最小 2 乗法を用い、回帰直線の傾きと“バラツキ”を水平型～山型の各100耳について求め、その平均値と標準偏差を計算したものが図5中の処理1である。この計算結果から水平型と dip 型のグループと低音障害型、漸傾型、急墜型の3種類の型のグループとは、処理1の判別値、即ち傾きが -2dB/octave 以上、 3.7dB/octave 以下という条件で、かなり明確に区別できることがわかったが、更に直線性についても“バラツキ”が 6dB 以内という制限を加え、後者のグループ中の谷型と山型との区別も可能のように工夫した。

なお、ここでいう“バラツキ”とは、回帰式 ($y = ax + b$) より求められる y と実測値 y' の差を 2 乗

図3 各聴力型別の平均と標準偏差

NAME: 国鉄太郎

INPUT SHEET OF

A. 患者番号

(IDENTIFICATION NO)

1 2 3 4 5 6
1 0 9 6 4 5

B. 生年月日

(BORN)

7 8 9 10 11 12 13
3 1 7 1 1 0 1

年号 1:明治、2:大正、3:昭和

C. 性

(SEX)

14
1

1:男 2:女

D. 職業保険分類

(OCCUPATION)

15 16
0 4

E. 検査年月日

(DATE OF EXAM)

17 18 19 20 21 22 23
3 5 5 0 5 2 0

F. 検査回数

(ORDER OF EXAM)

24 25
0 1

G. 診断

(DIAGNOSIS)

1. 新幹線乗務員検査	SINKANSEN
2. 運転従事員検査	UNZUY
3. 工場勤務者	KOZYO
4. 共済本人	KYOHON
5. 共済家族	KYOKA
6. 運輸省共済本人・家族	UNKYOKA
7. 本	MARUHOH
8. 特	MARUTOKU
9. 公傷	KOSYO
10. その他の身体検査	TAIKEN

G- 右耳

(R)

G- 1 伝音疾患

(CONDUCTION)

26 27
1 228 29
 30 31
 32 33
0 1

G- 2 感音疾患

(PERCEPTION)

34 35
 36 37
 38 39
 40 41

1. 急性中耳炎
2. 慢性中耳炎後遺症
3. 慢性中耳炎
4. 中耳手術後遺症
5. 耳管狭窄症
6. 耳硬化症
7. 外耳道閉鎖症
8. 他の中耳疾患
9. 身体検査

- ACUTE OTITIS
- RESIDUE I
- CHRONIC OTITIS
- RESIDUE II
- TUBAL OBSTRUCTION
- OTOSCLEROSIS
- ATRESIA AURIS
- ANOTHER
- PHYSICAL EXAM

10. 未定
11. 不明
12. 正常
13. 詐病
14. 疑い
15. 外傷
16. 爆発性中耳炎
17. 再発

1. 感音難聴(原因不明)
2. 内耳性難聴
3. 後達路性難聴
4. 突発性難聴
5. SM・難聴
6. KM・難聴
7. SM・KM難聴
8. 老人性難聴
9. 騒音(職業)性難聴
10. 音響外傷性難聴
11. 頭部外傷性難聴
12. 脳腫瘍の難聴
13. 内耳梅毒

- PERCEPTIVE DEAF
- COCHLEAR DEAF
- RETROCOCHLEAR DEAF
- SUDDEN DEAF
- SM-DEAF
- KM-DEAF
- SM AUDIOMETRY
- PRESBYACUSIS
- OCCUPATIONAL DEAF
- NOISE TRAUMA
- HEAD INJURY
- BRAIN TUMOR
- SYPHILIS

14. 内耳炎
15. 乳幼児難聴
16. 先天性聴覚障害/DEAF MUTISM
17. 遺伝性難聴
18. ノニール病
19. 耳鳴症
20. めまい
21. 混合性難聴
22. 未定
23. 不明
24. 正常
25. 疑い
26. 知能障害
27. 他科疾患合併
28. 再発
29. 上記以外疾患

G 左耳

(L)

G 3 伝音疾患

(CONDUCTION)

42 43
1 244 45
 46 47

G 4 感音疾患

(PERCEPTION)

48 49
2 450 51
 52 53
 54 55
 56 57

H. 聴力型

(HEARING LOSS TYPE)

H-1 右耳

(R)

58 59
0 4

H-II 左耳

(L)

60 61
0 1

1. 正常	NORMAL	6. DIP型	DIP
2. 水平型	FLAT	7. 谷(凹)型	MIDDLE(TROUGH)
3. 低音障害型	LOW	8. 山(凸)型	HIGH AND LOW
4. 漸傾型	GRADUAL	9. 全ろう	TOTAL
5. 急傾型	ABRUPT	10. その他	ANOTHER

AUDIOGRAM

中央鉄道病院 耳鼻咽喉科

(昭和57年3月改)

I. 他の検査

(ANOTHER TESTS)

	62	63	64	65	66	67	68	69	70	71
I-I 右耳 (R)	0	1								
I-II 左耳 (L)	0	1								

J. 受診までの期間

(FROM ONSET TO VISIT)

J-I 右耳 (R)	82
J-II 左耳 (L)	

1. 1週以内 1W
2. 2週 " 2W
3. 1月 " 1M
4. 6月 " 6M
5. 1年 " 1Y
6. 2年 " 2Y
7. 5年 " 5Y
8. 5年以上 OVER 5Y
9. 不明 UNKNOWN

1. 骨導検査 BONE
2. 自記オーディオメトリ BEKESY
3. 語音聴検 I SPEECH I
4. " II " II
5. 補充現象 RECRUITMENT
6. SISI SISI
7. ERA ERA
8. CORオーディオ COR
9. playオーディオ PLAY

K. 転機

(CURRENT STATUS)

K-I 右耳 (R)	84
K-II 左耳 (L)	

1. 不明 UNKNOWN
2. 治癒 CURE
3. 軽快 EASE
4. 不変 CONSTANCY
5. 増悪 EXACERBATION
6. 変動 CHANGE

10. X-P
11. 平衡機能検査 VESTIBULAR
12. 精神発達検査 M-D-T
13. 耳腔骨導 BLOCKED
14. 負荷聴力検査 LOADED
15. 言語発達検査 SP-DEVELOP
16. インピーダンス: IMPEDANCE

L. 耳鳴

(TINNITUS)

L-I 右耳 (R)	86
L-II 左耳 (L)	

1. 不明 UNKNOWN
2. 消失 DISAPPEAR
3. 軽快 EASE
4. 不変 CONSTANCY
5. 増悪 EXACERBATION
6. 変動 CHANGE
7. なし NO
8. あり YES

M. めまい

(VERTIGO)

M. めまい (VERTIGO)	87
------------------	----

N. オーディオグラム

N-1 AUDIOGRAM OF AIR

(気導)

		125	250	500	1 K	2 K	3 K	4 K	6 K	8 K Hz
N-H 右耳 (R)	89 90	91 92	93 94	95 96	97 98	99 100	101 102	103 104	105 106	
HEARING LOSS		1.0	0.5	1.0	1.0	1.5	3.0		4.0	
(dB)		107 108	109 110	111 112	113 114	115 116	117 118	119 120	121 122	123 124
N-II 左耳 (L)		1.0	1.0	1.0	0.5	0.5		1.0		1.0

N-2 AUDIOGRAM OF BONE

(骨導)

		250	500	1 K	2 K	4 K	8 K Hz
N-H 右耳 (R)	125 126	127 128	129 130	131 132	133 134	135 136	
HEARING LOSS		0.0	0.0	0.5	0.5	2.5	
(dB)		137 138	139 140	141 142	143 144	145 146	147 148
N-II 左耳 (L)		1.0	0.5	0.5	1.0	1.0	

O. 入院

(ADMISSION)

O. 入院 (ADMISSION)	149
	2

1 YES. 2 NO.

図2 聴力検査データ入力シート

処理4. 250～1000 Hzの値の回帰直線について、傾きとパラツキを計算する。

処理5. 250～2000Hzの値の回帰直線について傾き (A1) とパラツキ (B1) と2000～8000Hzの値の回帰直線について傾き (A2) とパラツキ (B2) を計算する。

処理6. 1000～8000Hzの値の回帰直線について傾きとパラツキを計算する。

図4 パソコンによる聴力型判別のための処理流れ図

し、全周波数の測定値について加算し、平均した値の平方根として求められる次式

$$\text{パラツキ (dB)} = \sqrt{\frac{\sum (ax+b-y')^2}{n}} \text{ (dB)}$$

であらわされ、単位は dB で示され、回帰直線との近似性を示すものである。2) 水平型と dip 型の判別には、4000Hz の損失値と他の周波数 (250, 500, 1000, 2000,

8000Hz) の損失値の平均とを比較する方法を設定し、実際のデータについて検討した結果、図5の処理2に示したごとく 8.6dB の差で判別するのが妥当とした。3) 後者のグループ中、谷型の判別法には、500～8000Hz の損失値について 2 次回帰曲線を求め、その 2 次係数が負 (下に凸) で、軸が 1000～4000Hz の間にあるものという条件を設定した (図4 処理3)。ただし、この中で「パラツキ」が 10dB 以上のものは分類不能 (11型)

処理1. 250, 500, 1000, 2000, 8000 Hz の値の回帰直線について傾きとバラツキを計算する。

処理2. 250, 500, 1000, 2000, 8000 Hz の値の平均値と4000 Hz の値の差を計算する。

処理3. 500~8000 Hz の値の2次回帰曲線について2次係数と軸とバラツキを計算する。

図4 パソコンによる聴力型判別のための処理流れ図

とした。また、250~8000Hzの2次回帰曲線についても検討を加えたが、"バラツキ"が大きくなるため判別法として採用しなかった。4)急墜型と漸傾型のグループと、低音障害型と山型のグループの判別には、250~1000Hzの傾きにおいて、前者が水平か右下がりであるのに対し、後者は左下がりである点に着目し、250~1000Hzの損失値の回帰直線について傾きと"バラ

ツキ"を計算する方法を設定し(図4処理4)、検討すると -3.8dB/octave でかなり明確に両グループを判別できることがわかった。なお、ここでも"バラツキ"が 10dB 以上のものは、分類不能(12型)とした。5)急墜型と漸傾型の判別は、パターンが類似しているために困難であったが、250~2000Hzの損失値の回帰直線について、傾き(A1)と"バラツキ"(B1)、2000~8000Hz

図5 処理結果データの平均と標準偏差

処理2, 処理5の傾き(A2), バラツキ(B2), 差(A2-A1)は(1/2)に縮小して, 図示した。

の損失値の回帰直線について傾き(A2)とバラツキ(B2)を計算し(図5処理5), 急墜型はA1が3dB/octave以下で, かつA2との差(A2-A1)が13dB/octave以上に設定すると判別可能であることがわかった。なお, B1が10dB以上のものは, 分類不能の13型に, 何れにも含まれないデータを分類不能の14型とした。6) 低音障害型と山型の判別には, 1000~8000 Hzの損失値の回帰直線について傾きとバラツキを計算し, 低音障害型は水平に近く, 山型は右下がりという条件を設定することにより, 図5の処理6に示すごとく, 比較的容易に判別が可能であった。なお, ここでもバラツキが10dB以上のデータは分類不能の15型とした。

III 結 果

上述の演算処理論理をコーディングしてパソコンに移植し, 各聴力型のサンプルデータ100耳について処理を実行し, その結果と医師の肉眼による判別結果との比較を表2に示したが, 太線の部分が両者の判別能力の一致した耳数である。即ち, 水平, dip, 山型のよう

に明らかに特徴のあるパターンではかなり一致率が高く, サンプルデータの中の医師の肉眼的判別が必ずしも適当でないものが含まれていることを考慮すれば, ほぼ満足できるものと思われた。

次に, サンプルデータにおいて, 医師が判別した聴力型とその臨床診断名の関係について検討を加え, 表3に示した。聴力型と疾患の関係については, 過去に多くの統計学的研究がなされているが^{2)~4)}, 今回のわれわれのデータでも, 伝音難聴に水平, 低音障害型, 感音難聴に漸傾, 急墜, dip型が, また混合難聴には山型がそれぞれ多く認められる傾向を示し, 過去の研究結果と同様の傾向が得られた。次に, 前述のパソコンによる聴力型判別論理に疾患分類名付与能力を付加し, 前述のサンプルデータをこのシステムで処理した結果を表4に示したが, 表3と表4を比較して大差がなく, われわれの開発したシステムも医師の判断にそれ程劣らぬものと思われた。

図6に, このシステムによる処理結果の例を示したが, 上半部はオージオグラム, 下半部は被検者の個人識別情報と聴力損失値であり, 最下段に, 聴力型の自

表3 医師によって判別された聴力型とその診断名

(単位: 耳)

疾患 \ 聴力型	2	3	4	5	6	7	8	10	計
急性中耳炎	1	0	1	0	0	0	0	0	2
急性中耳炎後遺症	2	7	0	1	0	0	2	2	14
慢性中耳炎	4	5	0	2	0	2	4	5	22
中耳手術後遺症	5	8	1	1	0	0	4	1	20
耳管狭窄症	19	32	2	2	2	0	6	6	69
伝音難聴 計	31	52	4	6	2	2	16	14	127
(%)	(24.4)	(40.9)	(3.1)	(4.7)	(1.6)	(1.6)	(12.6)	(11.0)	
感音難聴 (原因不明)	23	13	60	53	52	6	34	31	272
老人性難聴	2	1	3	7	2	1	1	3	20
騒音難聴	0	0	6	15	21	1	1	4	48
感音難聴 計	25	14	69	75	75	8	36	38	340
(%)	(7.6)	(4.1)	(20.3)	(22.1)	(22.1)	(2.4)	(10.6)	(11.2)	
突発性難聴	12	15	3	2	1	5	5	3	46
(%)	(26.1)	(32.6)	(6.5)	(4.3)	(2.2)	(10.9)	(10.9)	(6.5)	
メニエール病	3	1	2	1	4	1	1	2	15
(%)	(20.0)	(6.7)	(13.3)	(6.7)	(26.7)	(6.7)	(6.7)	(13.3)	
めまい	4	2	7	6	10	4	7	17	57
(%)	(7.0)	(3.5)	(12.3)	(10.5)	(17.5)	(7.0)	(12.3)	(29.8)	
混合難聴	9	5	8	4	0	1	23	3	53
(%)	(17.0)	(9.4)	(15.1)	(7.5)	(0.0)	(1.9)	(43.4)	(5.7)	
その他	16	11	7	6	8	11	12	23	94
(%)	(17.0)	(11.7)	(7.4)	(6.4)	(8.5)	(11.7)	(12.8)	(24.5)	
計	100	100	100	100	100	32	100	100	732

動判別結果 (PTN 項) とその診断名 (DIAG 項) が出力されている。

IV 考 按

われわれは、すでにオーディオグラムの格納と検索について、大型コンピュータやパソコンを用いたシステムを発表してきた。前者¹⁶⁾はデータベースとして病歴管理システムの一部に位置づけられ、オーディオグラムの大量格納と処理の高速性に、後者⁷⁾は文字通り、個人的に研究用に卓上型としてカラーグラフィック表示や操作性に充分な有用性を見出している。

一般に、スクリーニング聴力検査としては、純音気

導聴力検査のみが行なわれることが多く、従って、これから得られるデータで、被検者属性関係情報以外は純音気導聴力損失値のみの事が多い。この測定値から得られる診断に関する情報としては、1) 平均聴力損失値 2) 最大聴力損失値、3) 片耳性か両耳性か、4) 聴力型などであり、それぞれ診断上重要な意味を持っているが、この中で最も重要と考えられるのは聴力型であろう²³⁾。もちろん、気導聴力型だけの情報で決定的な診断ができない事は明らかではあるが、スクリーニングとしての大量のオーディオグラムデータの短時間判定を必要とする機会も多くなり、自動聴力測定装置⁵¹⁸⁾が開発実用化されつつある現在、測定値の粗い分類、たと

表4 パソコンによって判別された聴力型とその診断名

(単位: 耳)

聴力型 疾患	2	3	4	5	6	7	8	11~15	11	12	13	14	15	計
急性中耳炎	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2
急性中耳炎後遺症	1	2	3	1	0	0	4	3	0	0	0	2	1	14
慢性中耳炎	4	3	2	6	0	2	4	1	0	0	0	1	0	22
中耳手術後遺症	5	4	2	3	0	0	4	2	0	0	0	0	2	20
耳管狭窄症	20	17	5	5	3	0	10	9	0	0	0	8	1	69
伝音難聴 計 (%)	31 (24.4)	26 (20.5)	12 (9.4)	16 (12.6)	3 (2.4)	2 (1.6)	22 (17.3)	15 (11.8)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	11 (8.7)	4 (3.1)	127
感音難聴 (原因不明)	33	16	62	41	46	7	38	29	0	0	1	16	12	272
老人性難聴	5	1	4	4	3	0	2	1	0	0	0	1	0	20
騒音難聴	0	0	7	15	17	2	2	5	0	0	1	3	1	48
感音難聴 計 (%)	38 (11.2)	17 (5.0)	73 (21.5)	60 (17.6)	66 (19.4)	9 (2.6)	42 (12.4)	35 (10.3)	0 (0.0)	0 (0.0)	2 (0.6)	20 (5.9)	13 (3.8)	340
突発性難聴 (%)	8 (17.4)	9 (19.6)	6 (13.0)	3 (6.5)	2 (4.3)	8 (17.4)	5 (10.9)	5 (10.9)	0 (0.0)	0 (0.0)	1 (2.2)	3 (6.5)	1 (2.2)	46
メニエール病 (%)	4 (26.7)	1 (6.7)	1 (6.7)	1 (6.7)	5 (33.3)	1 (6.7)	2 (13.3)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	15
めまい (%)	16 (28.1)	1 (1.8)	9 (15.8)	7 (12.3)	9 (15.8)	2 (3.5)	10 (17.5)	3 (5.3)	1 (1.8)	0 (0.0)	0 (0.0)	2 (3.5)	0 (0.0)	57
混合難聴 (%)	9 (17.0)	5 (9.4)	6 (11.3)	5 (9.4)	4 (7.5)	1 (1.8)	18 (34.0)	5 (9.4)	0 (0.0)	1 (1.9)	0 (0.0)	1 (1.9)	3 (5.7)	53
その他 (%)	42 (44.7)	6 (6.4)	9 (9.6)	4 (4.3)	12 (12.8)	7 (7.4)	9 (9.6)	5 (5.3)	1 (1.1)	0 (0.0)	0 (0.0)	1 (1.1)	3 (3.2)	94
計	148	65	116	96	101	30	108	68	2	1	3	38	24	732

難聴と伝音難聴,あるいは職業性難聴の早期発見などに利用できる可能性を見出すために,聴力型の機械による判別法の開発を試みた。

人間の眼による図形の認識と同じ処理過程を機械に実行させる手法をパターン認識と呼び,普通はコンピュータが用いられる¹⁰⁾¹²⁾。パターン認識のプロセスは,形状や色などを検知し,入力するセンサの部分と,それを識別あるいは判断する認知の部分にわかれ,かなり高度な処理技術を必要とし,コンピュータの応用技術としては最も困難なものひとつとされている。実験や研究のレベルでは,大型コンピュータが用いられているが,マイクロプロセッサの機能向上とともに,たとえばマイコン内蔵の心電図自動診断装置¹⁰⁾などはすでに実用化され,スクリーニング検査として人間ドックや集団健診など多方面で利用され,普及している。

さて,聴力型の判別をコンピュータに実行させるにあたり,いくつかの処理方法を検討した。

まず,各聴力型の標準パターンをコンピュータ内に記憶させ,測定値と標準パターンの近似性を調べる方

法を検討したが,われわれが肉眼で判断している聴力型は,パターン全体を眺めてそのおおよその傾向を認知しているのであり,その中間を標準パターンと決めたとしても,実際の測定データとの“バラツキ”が大きくなり,判別が不明確となる欠点があり,結局この方法は採用しなかった。

多くの検討を経て,オーディオグラムをいくつかの区域に分け,その範囲内で傾きが水平,右下がり,左下がり等の特徴を検出し,最小2乗法を用いて回帰直線を求め,その傾きによって型分類を行う判別法が最良である事を確認した。また,使用するコンピュータも,この程度の処理能力とプログラミングの容易さ,易操作性,グラフィック機能などを考慮して,パソコンシステムを採用した。

新しく開発した聴力型判別処理システムを実際のオーディオグラムデータについて応用し,医師の判別能力と比較検討したが,両者に大差がなかった。医師の判別能力は,その医師の経験や主観により聴力型に対する概念が微妙に異なり,医師判別のサンプルデータの中には不適切な判別例も含まれている事実を考慮す

A. IDENTIFICATION : NO. 109645
 B. NAME : HIDEO KATSUMATA.....
 C. BORN : 517Y 11M 01D
 D. SEX : M
 E. DATE OF EXAM : 555Y 05M 26D
 F. ORDER OF EXAM : 01
 G. AUDIOMETER : AA-34
 H. TESTED BY : T.O.
 NO. (1) (2) (3) (4) (5) (6) (7)
 FREQ. 125 250 500 1000 2000 4000 8000
 GAINAR 10 5 10 10 15 30 40
 AL 10 10 10 5 5 10 10
 BR 0 0 0 5 5 25
 BL 10 5 5 10 10
 MEAN AR 11.25 DB AL 6.25 DB
 BR 3.75 DB BL 6.25 DB
 GAP R 7 DB L 0 DB
 PTN R GRADUAL L NORMAL
 DIAG R : ABNORMAL (PERCEPTIVE DEAFNESS)
 L : NORMAL

図6 パソコンによるオージオグラムおよび処理結果出力例

PTN : パソコンによる自動型分類処理結果

DIAG : 自動診断結果

れば、われわれの得た結果はほぼ満足できるものと思われた。また、医師の眼による判定が不明確な場合に、本手法で妥当な分類がなされた例もあった。一方、本手法で不適切な判別結果も認められたが、チェックする周波数レンジや判別値の設定段階において、聴力型間の重複が多少生じていた点などが影響している事も考えられ、今後の処理技術の改良を必要とする。

更に、本手法で粗いレベルで型分類がなされた結果について、同じく粗いレベルの診断名を選択付与するサブシステムも加えたが、一回型分類がなされれば、このサブシステムの論理は簡単であり特に問題は認められなかった。

緒言にも述べたごとく、騒音職場等で一般に実施されているスクリーニング検査では気導データしか得られていない。従って、本研究は、この気導データから

コンピュータを使って粗い型分類を行ない、その結果を専門医に提供するのが主な目的である。もし骨導が正しく測定されていれば、そのデータを利用して更に高精度の分類や診断が可能となるがそれは、このシステムの開発に残された大きな課題のひとつである。

何れにしても、この処理手法は上位機種のコピュータに移植が可能であり、これが実現すれば、処理レベルや処理速度、格納データ量の飛躍的改善が予想され、更に他の自動測定機群とのオンライン接続でも可能となり、将来、いわゆる自動化健診システムから、知識工学いわゆる人工知能の研究分野への拡大や応用も十分に考慮でき、今後、更にこの方向への検討も進めていきたいと考えている。

V ま と め

スクリーニング聴力検査に利用するために、オージオグラムの型分類の自動化を試み、パーソナルコンピュータによる型分類判別システムを試作し、次の結果を得た。

1. すでに稼動している大型コンピュータによるオージオグラム検索システムのデータを利用し、医師の肉眼による気導オージオグラムの型分類能力と、本試作システムの能力を比較した結果、大差を認めず、粗いレベルで分類が可能であることを確認し、実用化への手がかりが得られた。

2. 型分類がなされたものに感音、伝音、混合の各難聴診断名を付与するサブシステムを付加し、円滑に動作することを確認した。

なお、本論文の要旨は、第26回日本オージオロジー学会、第35回交通医学会、第98回信州地方会において口演した。

土肥一郎中央鉄道病院院長、信州大学医学部耳鼻咽喉科田口喜一郎教授の御指導、御校閲に深謝します。

本研究は昭和55年国鉄医学研究課題費の援助を受けた。

An Application of Computer-Aided Pattern Recognition for Audiogram Classification

Yoshikazu Miyashita, M.D.

(Department of Otolaryngology, Shinshu University, School of Medicine)

Nagamasa Sakabe, M.D.

(Division of Medical Informatics, Central Hospital of Japanese National Railways)

The authors have developed an automated computer-aided audiogram classification system which executes pattern recognition of the standard pure-tone air-conduction audiogram. The system is composed of a micro-processor, floppy disk drive units, graphic color display and printer. Data of various kinds of audiograms were stored in the floppy disk through the key-board. The micro-computer detected and retrieved the characteristics of plotting curve of hearing loss level at each frequency through artificial intelligence technique.

The authors calculated the mean value of hearing level at each frequency of 3000 audiograms, and few characteristics of plotting curve pattern were decided. Each audiogram patterns were divided with some segments according to these characteristics. By using regression equation technique on each segment, the computer-aided audiogram pattern classification procedure was established.

The ability for plotting curve recognition and judgement of hearing level utilizing the computer showed no significant differences from those done by physicians. This new system can be effectively applied in screening audiometry and automated health testing.

参考文献

- 1) 坂部長正, 昇塚清臣, 大木稔文: 電子計算機によるオーディオグラムの格納と検索。Audiology Japan, **14**; 145-157, 1971.
- 2) 立木 孝, 湯本牧雄, 渡辺昭夫: 各種聴覚障害耳に於けるオーディオグラム聴力型の臨床統計的研究。耳喉, **30**; 552-559, 1958.
- 3) 切替一郎, 戸塚元吉: 感音系難聴に関する臨床的研究。日耳鼻, **53**; 378-391, 1950.
- 4) 切替一郎, 他: 聴覚検査法: 51-53, 医学書院, 東京, 1974.
- 5) 坂部長正, 他: 自動オーディオメータの開発。Audiology Japan, **17**; 636-644, 1974.
- 6) 坂部長正, 山本香列: 難聴の早期発見と早期治療のための聴力検査データ処理システム。臨床ME, **4**; 161-167, 1980.
- 7) 宮下善和, 坂部長正, 山岸美寿恵: マイコンによるオーディオグラムの格納と検索の試み。医療情報学, **9**; 1-4, 1981.
- 8) Sakabe, N. Miyashita, Y. Itami, E.: A computerized automatic audiometer. Med. Inform., **6**; 285-291, 1981.
- 9) 本田 学, 坂爪 誠, 高取 隆, 大内 仁: パーソナルコンピュータによる聴力検査の on-line 処理。Audiology Japan, **25**; 493-494, 1982.
- 10) 中村正彦, 野村 裕, 深町壮彦: コンピュータによる心電図計測。医用電子と生体工学 **15**; 192-199, 1977.
- 11) 辻 三郎: 画像処理とパターン認識の動向。テレビジョン学会誌, **35**; 887-896, 1981.
- 12) 医用画像情報処理小特集。情報処理, 20巻12号, 1979.
- 13) 坂部長正: 聴力検査のシステム化について。耳喉, **53**; 939-946, 1981.
- 14) 日経エレクトロニクス創刊300号記念特集: 人工知能。日経エレクトロニクス, **9**巻27号, 1982.

(受付 58. 6.21)