

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2013年10月31日(31.10.2013)



(10) 国際公開番号
WO 2013/161189 A1

- (51) 国際特許分類:
H04R 25/00 (2006.01) A61B 5/0476 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/002287
- (22) 国際出願日: 2013年4月2日(02.04.2013)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2012-098430 2012年4月24日(24.04.2012) JP
- (71) 出願人: パナソニック株式会社 (PANASONIC CORPORATION) [JP/JP]; 〒5718501 大阪府門真市大字門真1006番地 Osaka (JP).
- (72) 発明者: 足立 信夫(ADACHI, Shinobu). 森川 幸治(MORIKAWA, Koji). 小澤 順(OZAWA, Jun).
- (74) 代理人: 奥田 誠司(OKUDA, Seiji); 〒5410041 大阪府大阪市中央区北浜一丁目8番16号 大阪証券取引所ビル10階 奥田国際特許事務所 Osaka (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA,

BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

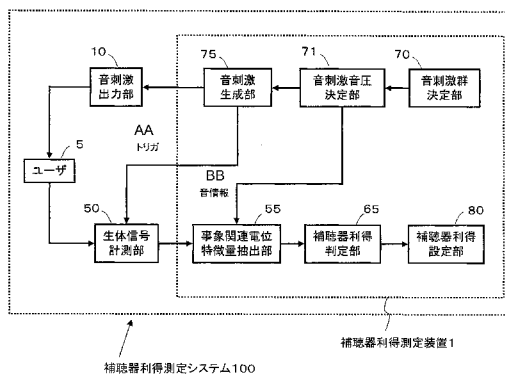
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーロシヤ (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: HEARING-AID GAIN DETERMINATION SYSTEM, HEARING-AID GAIN DETERMINATION METHOD, AND COMPUTER PROGRAM

(54) 発明の名称: 補聴器利得決定システム、補聴器利得決定方法、およびコンピュータプログラム



(57) Abstract: A hearing-aid gain determination system (100) is provided with the following: a biosignal measurement unit (50) that measures a brain-wave signal from a user; a sound-stimuli determination unit (70) that determines the frequencies of sound stimuli including a first sound, a second sound, and a third sound, which are pure tones; a sound-pressure determination unit (71) that determines the sound pressures of the first sound, the second sound, and the third sound such that each is less than or equal to a prescribed threshold, the sound pressure of the second sound is less than that of the first sound, and the sound pressure of the third sound is less than that of the second sound; an output unit (10) that presents the first sound, the second sound, and the third sound to the user using the frequencies and sound pressures determined by the sound-stimuli determination unit and the sound-pressure determination unit; a feature-quantity extraction unit (55) that extracts feature quantities relating to time/frequency information for event-related electric potentials falling within prescribed time periods after the presentation of each of the aforementioned sounds; and a gain determination unit (65) that, referring to prescribed benchmarks, determines a hearing-aid gain for each of the frequencies of the sound stimuli on the basis of the feature quantities extracted by the feature-quantity extraction unit.

(57) 要約:

[続葉有]

- 1 Hearing-aid gain measurement device
- 5 User
- 10 Sound-stimulus output unit
- 50 Biosignal measurement unit
- 55 Event-related-electric-potential feature-quantity extraction unit
- 65 Hearing-aid gain determination unit
- 70 Sound-stimuli determination unit
- 71 Sound-stimulus sound-pressure determination unit
- 75 Sound-stimulus generation unit
- 80 Hearing-aid gain setting unit
- 100 Hearing-aid gain measurement system
- AA Trigger
- BB Sound information

WO 2013/161189 A1



補聴器利得決定システム（１００）は、ユーザの脳波信号を計測する生体信号計測部（５０）と、純音である、第１音、第２音及び第３音を含む音刺激群の周波数を決定する音刺激群決定部（７０）と、所定の閾値以下の音圧であり、かつ、第１音、第２音、及び第３音の順に音圧が減少するように、第１音、第２音、及び第３音の音圧を決定する音圧決定部（７１）と、音刺激群決定部および音圧決定部で決定された周波数および音圧で、第１音、第２音、及び第３音を、ユーザに呈示する出力部（１０）と、第１音、第２音、及び第３音のそれぞれが呈示された時刻後の所定の時間範囲に含まれる事象関連電位の時間周波数情報に関する特徴量を抽出する特徴量抽出部（５５）と、所定の基準を参照して、特徴量抽出部で抽出した特徴量に基づいて、音刺激群の周波数に対する補聴器利得を決定する利得決定部（６５）とを備える。

明 細 書

発明の名称：

補聴器利得決定システム、補聴器利得決定方法、およびコンピュータプログラム

技術分野

[0001] 本願は、補聴器フィッティングの技術に関する。より具体的には、補聴器フィッティングにおいて、補聴器の音利得を決定するためのシステム、方法およびプログラムに関する。

背景技術

[0002] 難聴とは、たとえば、特定の周波数あるいは周波数帯の音が聞こえにくい状態を意味する。聞こえにくい周波数あるいは周波数帯は、ユーザごとに異なる。

[0003] 補聴器は、ユーザが音を聞くことができるように、音を増幅する。ユーザの聴覚特性の違いにより、ユーザごとに必要な増幅量が異なる。本明細書において、「利得」とは、音を増幅する量 (amount of gain) を意味する。

[0004] 補聴器を利用する前に、周波数ごとの音の利得を決定するフィッティングを行う。適切なフィッティングを行うためには、ユーザの聴覚特性の正確な測定が必要になる。

[0005] 聴覚特性の検査では、最初に最小可聴閾値 (hearing threshold level: HTL) が調べられる。次に、不快レベル (uncomfortable level: UCL) が調べられる。HTL及びUCLは、補聴器から出力する音の音圧のダイナミックレンジを決定するために利用される。

[0006] UCLは、脳波を用いて測定することも考えられる。たとえば、非特許文献1は、クリック音に対する聴性脳幹反応 (auditory brain stem response: ABR) のV波潜時とUCLとに相関関係があることを開示している。

先行技術文献

非特許文献

- [0007] 非特許文献1: Thornton, A. R. 他、「The objective estimation of loudness discomfort level using auditory brainstem evoked responses」、Scandinavian Audiology、Vol. 16、No. 4、P. 219-225、1987年

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0008] 補聴器の周波数ごと、あるいは、入力音の音圧ごとの利得を得るために、現在、いくつかのフィッティング理論が提唱されている。たとえばハーフゲイン法では、各周波数の利得を、その周波数のHTLの半分にする。また、Berger法では、会話音声の周波数帯域を考慮して、1000Hzから4000Hzの増幅をやや増強する。POGO法では、250Hzと500Hzの利得をそれぞれ10dB、5dBだけ減じる。NAL-R法では、言葉の長時間音響分析周波数が快適レベルに入るように増幅する。
- [0009] しかしながら、非特許文献1に開示される構成では、UCLの推定は可能であるが、直接的に補聴器の周波数ごとの利得を推定することはできなかった。また、上記の種々のフィッティング理論では、聴覚特性から一律に計算した補聴器の利得を求めることは可能であるが、ユーザごとに適した利得の設定はできなかった。
- [0010] 本願の、限定的でない例示的なある実施形態は、計測された脳波からユーザの聴覚特性を推定し、推定された聴覚特性に基づいて、そのユーザに適した周波数帯域ごとの補聴器利得を決定するシステム、方法及びコンピュータプログラムを提供する。

課題を解決するための手段

- [0011] 本発明の一態様である補聴器利得決定システムは、ユーザの脳波信号を計

測する生体信号計測部と、純音である、第1音、第2音及び第3音を含む音刺激群の周波数を決定する音刺激群決定部と、所定の閾値以下の音圧であり、かつ、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音の順に減少するように、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音の音圧を決定する音圧決定部と、前記音圧決定部で決定された周波数で、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音を、前記ユーザに呈示する出力部と、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音のそれぞれが呈示された時刻後の所定の時間範囲に含まれる事象関連電位の時間周波数情報に関する特徴量を抽出する特徴量抽出部と、所定の基準を参照して、前記特徴量抽出部で抽出した特徴量に基づいて、前記音刺激群の周波数に対する補聴器利得を決定する補聴器利得決定部とを備える。

発明の効果

[0012] 本発明の一態様による補聴器利得決定システムは、所定の入力音圧に対する周波数ごとの補聴器出力が推定できる。

図面の簡単な説明

[0013] [図1]本願発明者らが実施した補聴器特性測定実験の結果の例である90 dB SPL入力時の補聴器出力を例示する図である。

[図2]本願発明者らが実施した脳波実験で使用した音刺激の構成を例示する図である。

[図3]国際10-20法の電極位置と、本願発明者らが実施した脳波実験での電極位置を示す図である。

[図4]本願発明者らが実施した脳波実験における事象関連電位の特徴データを例示する図である。

[図5]本願発明者らが実施した脳波計測実験1における周波数ごとの加算平均波形とウェーブレット係数を例示する図である。

[図6]補聴器特性測定実験で得られた90 dB SPL入力および80 dB SPL入力に対する補聴器出力と、脳波計測実験1から推定した補聴器出力推定結果のばらつきを例示する図である。

[図7]脳波計測実験1の補聴器出力推定において、平均誤差が小さい上位1%で用いられたウェーブレット係数の頻度を例示する図である。

[図8]実施形態1による補聴器利得決定システムの実現形態の構成を例示する図である。

[図9]補聴器利得決定システムの利用環境を例示する図である。

[図10]実施形態1によるハードウェア構成を例示する図である。

[図11]補聴器利得決定システムの全体処理の概要を例示するフローチャートである。

[図12]実施形態1の構成の変形例を例示する図である。

[図13]本願発明者らが実施した脳波計測実験2における周波数ごとの加算平均波形とウェーブレット係数を例示する図である。

[図14]補聴器特性測定実験で得られた90dB SPL入力および80dB SPL入力に対する補聴器出力と、脳波計測実験2から推定した補聴器出力推定結果のばらつきを例示する図である。

[図15]脳波計測実験2の補聴器出力推定において、平均誤差が小さい上位1%で用いられたウェーブレット係数の頻度を例示する図である。

発明を実施するための形態

- [0014] 本発明の第1の態様は、ユーザの脳波信号を計測する生体信号計測部と、純音である、第1音、第2音及び第3音を含む音刺激群の周波数を決定する音刺激群決定部と、所定の閾値以下の音圧であり、かつ、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音の順に音圧が減少するように、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音の音圧を決定する音圧決定部と、前記音刺激群決定部及び前記音圧決定部で決定された周波数及び音圧で、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音を、前記ユーザに呈示する出力部と、前記脳波信号において、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音のそれぞれが呈示された時刻後の所定の時間範囲に含まれる事象関連電位の時間周波数情報に関する特徴量を抽出する特徴量抽出部と、所定の基準を参照して、前記特徴量抽出部で抽出した特徴量に基づいて、前記音刺激群の周波数に対する補聴器利得を

決定する補聴器利得決定部とを備える。

[0015] 本発明の第2の態様において、前記利得決定部は、前記特徴量と、80 dB SPL以上の入力音圧に対して設定された補聴器出力の値とを予め対応付けた所定の基準を参照して、80 dB SPL以上の入力音圧に対する補聴器出力を決定する。

[0016] 本発明の第3の態様において、前記利得決定部は、前記特徴量と、90 dB SPL入力時または80 dB SPL入力時の補聴器出力の値とを予め対応付けた所定の基準を参照して、90 dB SPL入力時または80 dB SPLを有する入力音圧に対する補聴器出力を決定する。

[0017] 本発明の第4の態様において、前記所定の閾値は、一般的なUCL値よりも低い音圧である。

[0018] 本発明の第5の態様において、前記音圧決定部は、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音の順に、5 dBずつ音圧が低下するように音圧を決定する。

[0019] 本発明の第6の態様において、前記音圧決定部は、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音の順に、15 dBずつ音圧が低下するように音圧を決定する。

[0020] 本発明の第7の態様は、さらに、前記利得決定部の判定結果に基づいて、90 dB SPL入力時または80 dB SPL入力時、あるいは90 dB SPL入力時および80 dB SPL入力時の周波数ごとの補聴器利得を設定する利得設定部を備える。

[0021] 本発明の第8の態様において、前記利得決定部は、複数のユーザで計測された、時間周波数の特徴量と90 dB SPL入力時または80 dB SPL入力時の補聴器利得とを対応付けたデータを前記所定の基準として保持し、当該所定の基準を参照して、補聴器利得を決定する。

[0022] 本発明の第9の態様において、前記利得決定部は、前記音刺激群の周波数ごとに、前記所定の基準を保持し、前記音刺激群の周波数に応じて選択された所定の基準を用いる。

- [0023] 本発明の第10の態様において、前記特徴量抽出部は、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音のそれぞれの呈示時刻から300ms経過した時点までの区間における、脳波信号の時間周波数情報を算出し、所定の周波数幅および所定の時間幅で平均した値を特徴量とする。
- [0024] 本発明の第11の態様において、前記所定の周波数幅は2.5Hz以上12.5Hz以下の周波数範囲を9分割することによって規定される周波数幅である。
- [0025] 本発明の第12の態様において、前記所定の時間幅は50msである。
- [0026] 本発明の第13の態様は、生体信号計測部により計測されたユーザの脳波信号において、出力部により呈示された、所定の閾値以下の音圧であり、かつ、順に減少する音圧を有する第1音、第2音、及び第3音のそれぞれが呈示された時刻後の前記脳波信号の事象関連電位の時間周波数に関する特徴量を抽出する特徴量抽出部と、所定の基準を参照して、前記特徴量抽出部で抽出した特徴量に基づいて、補聴器利得を決定する利得決定部とを備える。
- [0027] 本発明の第14の態様は、ユーザの脳波信号を計測するステップと、純音である、第1音、第2音及び第3音を含む音刺激群の周波数を決定するステップと、所定の閾値以下の音圧であり、かつ、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音の順に音圧が減少するように、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音の音圧を決定するステップと、前記決定された周波数および音圧で、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音を、前記ユーザに呈示するステップと、前記脳波信号において、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音のそれぞれが呈示された時刻後の所定の時間範囲に含まれる事象関連電位の時間周波数情報に関する特徴量を抽出するステップと、所定の基準を参照して、前記抽出した特徴量に基づいて、補聴器利得を決定するステップと、を備える。
- [0028] 本発明の第15の態様は、コンピュータによって実行されるコンピュータプログラムであって、前記コンピュータプログラムは、前記コンピュータに対し、純音である、第1音、第2音及び第3音を含む音刺激群の周波数を決

定するステップと、所定の閾値以下の音圧であり、かつ、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音の順に減少するように、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音の音圧を決定するステップと、前記決定された周波数および音圧で、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音を、前記ユーザに呈示するステップと、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音を呈示したときの前記ユーザの脳波信号において、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音のそれぞれが呈示された時刻後の所定の時間範囲に含まれる事象関連電位の時間周波数情報に関する特徴量を抽出するステップと、所定の基準を参照して、前記抽出した特徴量に基づいて、補聴器利得を決定するステップと、実行させる。

[0029] 上述の一般的かつ特定の態様は、システム、装置、方法およびコンピュータプログラムを用いて実装され、またはシステム、装置、方法およびコンピュータプログラムの組み合わせを用いて実現され得る。

[0030] まず、本明細書における用語の定義を説明する。

[0031] 「事象関連電位 (event-related potential: ERP)」とは、脳波 (electroencephalogram: EEG) の一種であり、外的な刺激あるいは内的な事象に時間的に関連して生じる脳の一過性の電位変動である。

[0032] 「音刺激」とは、聴覚刺激とも呼ばれ、ユーザに対して呈示する音である。

[0033] 「N1成分」とは、音刺激を呈示した時刻を起点として、約100ms後に現れる事象関連電位の陰性成分である。

[0034] 「P2成分」とは、音刺激を呈示した時刻を起点として、約200ms後に現れる事象関連電位の陽性成分である。

[0035] 「潜時」とは、音声刺激が呈示された時刻を起点として陽性成分または陰性成分のピーク電位が出現するまでの時間である。

[0036] 「陰性成分」とは、一般的には、 $0\mu\text{V}$ よりも小さい電位をいう。電位を比較する対象がある場合には、より負の値を有する電位を陰性成分ともいう。

- 。
- [0037] 「陽性成分」とは、一般的には、 $0\mu\text{V}$ よりも大きい電位をいう。電位を比較する対象がある場合には、より正の値を有する電位を陽性成分ともいう。
- 。
- [0038] 「入力音圧」とは、補聴器に入力される音の音圧（音圧レベル）をいう。
- [0039] 「補聴器利得」とは、補聴器に入力される音の音圧または周波数ごとに、補聴器が音を増幅する量である。例えば、補聴器に入力される音の音圧（音圧レベル）と、補聴器から出力される音の音圧（音圧レベル）との差に相当する。
- [0040] 「最小可聴値（hearing threshold level: HTL）」とは、ユーザが聞き取ることのできる最も小さい音の音圧である。
- [0041] 「純音」とは、周期振動を繰り返す楽音のうち、単一の周波数成分しか持たない正弦波で表される音である。
- [0042] なお、「事象関連電位（ERP）マニュアル—P300を中心に」（加我君孝ほか編集、篠原出版新社、1995）の30頁に記載の表1によると、一般的に、事象関連電位の波形には、個人ごとに30msから50msの差異（ずれ）が生じる。したがって、本明細書において、「約Xms」又は「Xms付近」という場合、Xmsを中心として30msから50msの幅を、その前後（例えば、N1成分は $100\text{ms} \pm 30\text{ms}$ 、P2成分は $200\text{ms} \pm 50\text{ms}$ ）に有するものと解釈されてよい。
- [0043] 以下、図面を参照しながら、各実施形態を説明する。
- [0044] 本実施形態の補聴器利得決定システムは、音を呈示し、呈示した音に対するユーザの事象関連電位を用いて、補聴器によって音を増幅すべき量を推定する。具体的には、補聴器利得決定システムは、音の周波数又は音圧毎に、補聴器により調整して出力すべき音の音圧を推定する。
- [0045] 推定手法の説明に先立ち、本願発明者らが実施した実験とその実験結果を説明する。より詳細には、本願発明者らが実験データから見出した補聴器利得決定を可能にする事象関連電位の特性について説明する。

[0046] (実験概要の説明)

1. 実験概要

本願発明者らは、所定の入力音圧に対する周波数ごとの適切な補聴器利得を推定するために、補聴器ユーザに対して、以下の2つの実験を実施した。

[0047] 一つは、補聴器ユーザが日常的に使用している状態の補聴器の特性を測定する補聴器特性測定実験である。補聴器特性測定実験は、補聴器特性測定の専用装置（FONIX FP35）を用いて実施した。

[0048] もう一つは、音刺激に対する反応を計測する脳波計測実験である。脳波計測実験は、2種類の音刺激の設定で実施した。

[0049] 脳波計測実験1及び脳波計測実験2のそれぞれにおいて、所定の時間間隔を空けて第1音、第2音、及び第3音を1セットとして実験参加者に呈示した。第1音、第2音、及び第3音は、同一周波数を有し、かつ、純音であった。本明細書では、同一周波数を有する1セットの音刺激（第1音、第2音、及び第3音）を「音刺激群」と呼ぶことがある。

[0050] 脳波計測実験1では、第1音は80 dBHL、第2音は75 dBHL、第3音は70 dBHLとした。つまり、第1音から第3音まで順に5 dBずつ減少させた。

[0051] 脳波計測実験2では、第1音は80 dBHL、第2音は65 dBHL、第3音は50 dBHLとした。つまり、第1音から第3音まで順に15 dBずつ減少させた。

[0052] 脳波計測実験1及び脳波計測実験2のいずれにおいても、第1音から第3音のそれぞれに対する事象関連電位を計測した。

[0053] 「純音」とは、単一の周波数で周期振動を繰り返す、正弦波で表される音である。ここで、人間の聞き分けることができない程度に周波数が変化している音も、単一の周波数の音とみなすことができる。

[0054] 上記の脳波計測実験1および2に基づいて、80 dB SPL以上の音圧を有する音の入力時（より具体的には、90 dB SPL入力時および80 dB SPL入力時）の補聴器特性測定結果が、計測した脳波（事象関連電位）か

ら推定できるかどうかを調べた。

[0055] その結果、本発明者らは、一般的にUCLと評価される音圧よりも低い音圧の音刺激に対する脳波から、80 dB SPL以上の入力時（90 dB SPL入力時および80 dB SPL入力時）の補聴器利得が5 dB程度の平均誤差で推定できることを見出した。

[0056] ここで、上記のUCLと評価される音圧よりも「低い音圧」について説明する。一般的に、UCLと評価される音圧よりも低い音圧は、HTL値によって変動する。

[0057] HTL値ごとに推定されたUCL音圧が、たとえば、Pascoe, D.P. (1988). (Clinical measurements of the auditory dynamic range and their relation to formulas for hearing aid gain. In Iensen, H. 1. (Ed.) Hearing Aid Fitting: Theoretical and Practical Views 13th Danavox Symposium. Copenhagen: Stougaard.)に記載されている。このようにHTLから定められたUCLを基準として、このUCLより例えば5 dB以上低い音圧を上述した「低い音圧」と考えて良い。

[0058] なお、実験参加者の難聴の程度を測定するために、事前に、250 Hz、500 Hz、1000 Hz、2000 Hz、および4000 HzにおけるHTLを測定した。

[0059] 以下、本願発明者らの実験内容、実験結果、及び実験結果を分析することにより明らかになった脳波の特徴を説明する。

[0060] （実験条件の説明）

2-1. 補聴器特性測定実験および脳波計測実験

実験参加者は、日常的に補聴器を装用している、22名の難聴者（61歳から80歳の平均73.0歳）であった。難聴者の内訳は、男性15名および女性7名であった。全ての参加者のうち、18個の右耳、及び8個の左耳（合計26耳）に補聴器が装用されていた。両耳に補聴器を装用した者は4名であった。

[0061] 4分法を用いて、参加者の平均聴力レベルを測定した。測定の結果、26

耳の難聴のレベルの内訳は、20耳が中等度難聴（40～69 dB HL）、3耳が軽度難聴（26～39 dB HL）、3耳が高度難聴（70 dB HL以上）であった。

[0062] 4分法では、 $(a + 2b + c) / 4$ で求められる数値を平均聴力レベルとして扱う。ここで、 a は500 HzのHTL、 b は1000 HzのHTL、 c は2000 HzのHTLである。

[0063] 2-2. 補聴器特性測定実験

ユーザが日常的に補聴器を利用している時の補聴器の利得を測定するために、ボリュームを日常使用位置に合わせた。

[0064] 補聴器特性装置を用いて、50、60、70、80、90 dB SPLを有する入力音のそれぞれに対する、補聴器の出力音の音圧を測定した。周波数については、200 Hzから8000 Hzを有する入力音について測定した。なお、出力音の音圧は2ccカプラ（2cc coupler）を用いて測定した。

[0065] 測定誤差を低減するため、補聴器ごとに、4回の測定を行い、500 Hz、1000 Hz、2000 Hz、4000 Hzを有する出力音の平均を求めた。

[0066] 図1（a）及び（b）は、90 dB SPLの音が入力された時の、参加者ごとの補聴器出力の測定結果を示す。図1（a）及び（b）の横軸は周波数で、縦軸は音圧（dB SPL）である。

[0067] 図1（a）は、右耳装用の18耳についての測定結果、図1（b）は左耳装用の8耳についての測定結果を示す。図1（a）及び（b）から、90 dB SPL入力時の補聴器出力は、ユーザごとに異なっていることが明らかである。例えば、図1（a）に示す結果では、500 Hzの音に対して、ユーザ間で40 dBの出力音圧の差があることがわかる。

[0068] この結果は、同じ入力音圧であっても、ユーザごとに適切な利得が異なることを示している。80 dB SPL入力時の補聴器出力においてもばらつきは同様であった。500、1000、2000、4000 Hzにおける補聴器出力の平均と標準偏差は、それぞれ96.1 ± 8.8、103.7 ± 9.

4、105.1 ± 8.7、99.6 ± 8.8 dB SPLであった。

[0069] なお、補聴器利得は、補聴器の出力音の音圧から補聴器への入力音の音圧を減算することによって求めることができる。

[0070] 2-3. 脳波計測実験

脳波計測実験1では、音圧が80 dB HL、75 dB HL、70 dB HLで順で単調減少する3つの音刺激を音刺激群として呈示し、各音刺激ごとの事象関連電位の特徴変化を調べた。また、音刺激群は、4つの周波数(500、1000、2000、4000 Hz)のいずれかを有しており、周波数の異なる音刺激群を、所定の時間を空けて連続的に呈示した。

[0071] 脳波計測実験2は、脳波計測実験1で呈示した音刺激の音圧以外の条件は同じである。脳波計測実験2では、音圧が単調減少するように、音刺激を80 dB HL、65 dB HL、50 dB HLで順に呈示した。

[0072] なお、実験1及び実験2の呈示音の音圧(80 dB HL、75 dB HL、70 dB HL、65 dB HL、50 dB HL)は、一般的にUCLと評価される音圧よりも低い。

[0073] 以下、図2、図5、および図13を参照しながら、脳波計測実験1および2の詳細な実験設定および実験結果を説明する。

[0074] 音刺激は、立ち上がり(rise)が3 ms、持続時間44 ms、立ち下がり(fall)が3 msのトーンバーストオンである。

[0075] 音刺激群に含まれる音刺激は、所定間隔をあけて、同じ耳に呈示した。音刺激は、ヘッドフォン(HDA 200、SENNHEISER)を用いて片耳ずつ呈示した。音刺激の音圧は、騒音計(LA-1440、ONOSOKKI)とカプラ(IEC318、Larson Davis)を用いて校正した。

[0076] 図2(a)は、脳波計測実験1で呈示した音刺激の概要を示し、図2(b)は、脳波計測実験2の音刺激の概要を示す。

[0077] 実験の前に、参加者に対して、音刺激に注意する必要があることを説明した。

[0078] 音刺激群内の音刺激の間隔（図2中ではISI1）は300msに固定した。また、音刺激群間の間隔（図2中ではISI2）は、 450 ± 50 msの範囲でランダムに決定した。1ブロックあたり、左右耳ごと、周波数ごとの音刺激群をそれぞれ20回繰り返した（音刺激群としては計160回の繰り返し）。測定精度を向上させるために、3ブロックから5ブロックの音刺激群の呈示を実施した。

[0079] 同じ周波数を有する音刺激群が同じ耳に対して連続的に呈示された場合、参加者が音刺激に慣れて、事象関連電位の振幅が小さくなることがある。この現象を聴覚誘発電位の慣れ（habituation）と呼ぶ。聴覚誘発電位の慣れを低減するために、音刺激群の周波数および呈示耳は、次の制約で決定した。

- ・直前の音刺激群とは、異なる周波数を有する音刺激群を呈示し、同じ周波数の音刺激群を連続して呈示しない。

- ・音刺激群を呈示する耳は左右でランダムとする。ただし、左右の耳への刺激のランダム性を確保するために、左右どちらかの耳への音刺激群を4回以上連続させない。

[0080] 次に、脳波を計測するために装着される電極の位置を説明する。図3（a）は、国際10-20法（10-20 System）の電極位置を示す。図3（b）は本実験で電極を装着した電極配置を示す。図3（b）の丸付き数字1～5は、電極位置のFz、Cz、Pz、C3、C4をそれぞれ示す。

[0081] 本願発明者らは、頭皮上のFz、Cz、Pz、C3、C4に装着したアクティブ電極と、右マストイドに装着した基準電極との電位差を脳波として計測した。「マストイド」とは、耳の裏の付け根の下部の頭蓋骨の乳様突起であり、図3（b）には、マストイドの位置が「Ref」によって示されている。

[0082] また、瞬目および眼球運動によって、脳波に混入する眼電ノイズを測定するために、右目の上および右目の右に電極（図3（b）の丸付き数字6および7）を配置した。

- [0083] サンプリング周波数は1000Hz、時定数は1秒とし、30Hzのアナログローパスフィルタをかけた。
- [0084] オフラインで計測した脳波データの全時間帯について、1-20Hzのデジタルバンドパスフィルタをかけた。その後、左右耳ごと、周波数ごと、音圧ごとの音刺激に対する事象関連電位として、それぞれの音刺激群の第1音を起点に、-100msから1000msの波形をそれぞれ切り出した。ここで、「-100ms」とは、第1音を呈示した時刻より100ミリ秒前の時点をいう。
- [0085] また、事象関連電位の0ms以上900ms以下の範囲の脳波波形に対して、連続ウェーブレット変換を実施し、時間ごと周波数ごとのウェーブレット係数を求めた。マザーウェーブレットとして、メキシカンハット関数 ($\phi(t) = (1 - t^2) \exp(-t^2/2)$) を用いた。ウェーブレット変換とは、事象関連電位の時間周波数成分を求める一つの方法である。時間周波数成分が求められるのであれば、ウェーブレット変換に限られず、たとえば短時間フーリエ変換を実施してもよい。
- [0086] 事象関連電位の波形およびウェーブレット係数は、個人ごと、左右耳ごと、周波数ごとに加算平均した。それぞれ加算平均波形、加算平均ウェーブレット係数と呼ぶ。いずれかの電極において絶対値で80 μ V以上の振幅を含む試行は、眼球運動や瞬目によるノイズの影響を含むことが想定されるため、総加算平均および加算平均から除外した。
- [0087] 事象関連電位から抽出され、補聴器利得を示す指標となりうる特徴量として、ウェーブレット特徴量を求めた。ここで、ウェーブレット特徴量とは、加算平均ウェーブレット係数において、時間軸で例えば30分割(30msごと)、周波数軸(例えば2.5Hzから12.5Hz)で例えば9分割となるように、平均値を求めたものである。
- [0088] 以下、脳波計測実験の結果を説明する。
- [0089] まず、音圧変化に対する事象関連電位に、補聴器利得の指標が含まれることを確認するために、補聴器特性測定実験にて測定された90dB SPL入

力時または80 dB入力時の実際の補聴器利得と、脳波計測実験において得られた加算平均した事象関連電位との比較を行った。事象関連電位から補聴器利得を推定するためには、参加者ごとの補聴器利得を反映する事象関連電位の差の存在が必須である。

[0090] 補聴器特性測定実験にて測定された補聴器利得の大きさに基づいて、実験参加者を2つのグループに分けた。より具体的には、周波数ごとに、90 dB SPL入力時または80 dB SPL入力時の補聴器出力が平均値以上か平均値よりも小さいか否かによって、補聴器利得（補聴器出力）の大きいグループと小さいグループとに分けた。

[0091] 図4（a）及び図4（b）は、脳波計測実験1および脳波計測実験2の中心部（Cz）における、加算平均波形を示す。補聴器出力が平均以上のグループの場合を実線で、平均よりも小さいグループの場合を破線でそれぞれ示した。横軸は時間で単位はms、縦軸は電位で単位は μV である。横軸の0msは、第1音呈示時刻である。

[0092] 矢印で示したそれぞれの音刺激呈示タイミングから約100ms後に現れる陰性成分がN1成分であり、約200ms後に現れる陽性成分がP2成分である。補聴器の出力音の大小によらず、N1成分及びP2成分が現れている。

[0093] また、補聴器出力が小さいグループ（破線）に対応する事象関連電位のN1成分は、補聴器出力が大きいグループ（実線）に対応する事象関連電位のN1成分より、振幅が大きいことが分かる。

[0094] なお、この結果は、健聴者に対して同じ音刺激を呈示し、主観報告で評価したUCL（主観UCLと呼ぶ）の大きさに基づいてグループ分けしたときの加算平均事象関連電位の波形とは異なる。大きな主観UCLを有する健聴者に比べて、小さな主観UCLを有する健聴者は、特に第2音と第3音に対して、小さな振幅のP2成分を有していた。つまり、参加者の聴力差もあるが、90 dB SPL入力時の補聴器出力に関連する指標は、UCLに関連する指標とは異なる形で、事象関連電位の波形のうちに現れるものと考えられる

。

[0095] 図5と図13に、脳波計測実験1と脳波計測実験2のそれぞれ入力音の周波数(500、1000、2000、4000Hz)ごとの加算平均波形および加算平均ウェーブレット係数を示した。図5の上段には、加算平均波形を示し、中段には補聴器出力が平均以上の場合の加算平均ウェーブレット係数を示し、下段には補聴器出力が平均より小さい場合の加算平均ウェーブレット係数を示す。

[0096] 図4と同様に、補聴器出力が平均以上の場合を実線で、平均よりも小さい場合を破線でそれぞれ示した。横軸は時間で単位はms、縦軸は電位で単位は μV である。横軸の0msは、第1音呈示時刻である。周波数によりN1成分の振幅の絶対値は異なるが、補聴器出力が平均以上の場合と比べて、平均より小さい場合の方がN1成分の振幅が大きいことが分かる。また、特に加算平均で差がある時間帯の加算平均ウェーブレット係数においても、補聴器出力の大小ごとに差がある様子が見てとれる。

[0097] 2-4. 補聴器出力の推定

脳波計測実験1および脳波計測実験2の結果から、90dB SPL入力時および80dB SPL入力時の補聴器特性測定結果が推定できるかどうかを調べた。補聴器出力の推定には、線形判別を用いた。上述のように、補聴器利得は、補聴器出力音圧から入力音圧を減算することで求められる。よって、補聴器出力が推定できれば、補聴器利得が推定できたといえる。

[0098] 上述のように、まずウェーブレット特徴量を求めた。ウェーブレット特徴量は、加算平均ウェーブレット係数の0から900msの範囲を、50msの時間窓でスケール(周波数幅)ごとに平均することによって生成した。次に、線形判別を用いた推定を行うために、補聴器特性測定実験で測定した90dB SPL入力時および80dB SPL入力時の補聴器出力を5dBごとに丸めた。これにより、5dB刻みの補聴器特性を線形判別によって推定する。

[0099] 具体的には、測定した補聴器出力を二捨三入した。そして、任意の2つの

ウェーブレット特徴量を組合せ、自分以外の参加者の5 dB刻みの補聴器出力とウェーブレット特徴量との組合せの対応関係を教師データとして用いた。教師データは、入力音圧ごとに左右耳をプールして、刺激周波数ごとに作成した。

[0100] 補聴器出力推定の精度は、平均誤差（全ての参加者の左右耳・周波数ごとの5 dB刻みの補聴器出力と推定した補聴器出力との差の絶対値の平均）で評価した。平均誤差は、全てのウェーブレット特徴量の組合せに対して求めた。

[0101] 図6および図14は、脳波計測実験1と脳波計測実験2で得たウェーブレット特徴量に基づいて線形判別を行った結果をそれぞれ示す。線形判別結果として、補聴器特性測定実験で測定された90 dB SPL入力および80 dB SPL入力に対する補聴器出力と、ウェーブレット特徴量を用いて判別分析を行うことによって推定された補聴器出力との対応関係の分布を、左右耳・刺激周波数をプールしてそれぞれ示した。各格子点に該当した度数を丸印の大ききで示した。丸印の中心が破線上にあれば、補聴器出力が正しく推定できたことを示す。

[0102] 両実験・両入力音圧において、ばらつきはあるが、計測された脳波から補聴器出力が推定できている様子が分かる。脳波計測実験1の90 dB SPL入力および80 dB SPL入力に対する、補聴器出力推定の平均誤差はそれぞれ4.6 dB、5.1 dBであった。脳波計測実験2の90 dB SPL入力および80 dB SPL入力に対する、補聴器出力推定の平均誤差はそれぞれ4.6 dB、5.2 dBであった。よって、同一周波数の純音を80 dB HLから5 dBずつ、または15 dBずつ下げて3連発で呈示して測定した事象関連電位から、90 dB SPL入力時および80 dB SPL入力時の周波数ごとの補聴器出力が高精度に推定できるといえる。

[0103] なお、60 dB SPLや70 dB SPLの音圧を有する入力音について、上記のウェーブレット特徴量を用いて補聴器出力を推定したところ、推定精度が低下する場合があることが本発明者によって確認された。したがって、

上述のような脳波を利用した補聴器出力の推定は、80 dB SPL以上の入力音圧に対する補聴器出力を推定するものとして行われても良い。

[0104] どの時間帯・周波数帯のウェーブレット特徴量に補聴器出力推定に関する情報が最も特徴的に含まれるかを調べるために、平均誤差が小さくなるウェーブレット特徴量の分布を調べた。図7に脳波計測実験1の結果を、図15に脳波計測実験2の結果を示す。図7および図15の上段には、平均誤差が小さかった上位1%の推定で用いられたウェーブレット特徴量の頻度を示している。いずれの結果も、第1音に対するN1成分（潜時約100ms）周辺の時間帯および第2音に対するP2成分（潜時約200ms）周辺の時間帯および第3音に対するP2成分の時間帯におけるウェーブレット係数を用いた場合に、平均誤差が小さくなることが分かる。

[0105] また、図7および図15の下段は、上位1%の推定で用いられた50msの時間窓ごと（第1音から第3音それぞれに6つの時間窓）のウェーブレット特徴量の頻度を示した。いずれの結果も、第1音に対するN1成分（潜時約100ms）周辺の時間帯および第2音に対するP2成分（潜時約200ms）周辺の時間帯および第3音に対するP2成分の時間帯におけるウェーブレット係数を用いた場合に、平均誤差が小さくなることが分かる。上位1%の推定において、ほとんどの結果において共通して15%以上の確率で利用されたのは、第1音に対するN1成分周辺の時間帯、第2音に対するP2成分周辺の時間帯、第3音に対するN1成分およびP2成分周辺の時間帯のウェーブレット特徴量であった。

[0106] なお、ウェーブレット特徴量だけでなく、P1-N1振幅とN1-P2振幅の情報を加えて判別分析を実施してもよい。

[0107] 以上、本願発明者らが実施した主観報告実験および脳波計測実験により、一般的にUCLと評価される音圧よりも低い音圧の範囲において、同一周波数の純音を単調下降の音圧変化で3回連続呈示した場合に、第1音から第3音までのそれぞれの音刺激に対する脳波に含まれる特徴量（例えばウェーブレット係数に関する特徴量）を用いて、例えば、90 dB SPL入力時およ

び80 dB SPL入力時の補聴器出力が推定可能であることが明らかとなった。

[0108] (実施形態1)

以下では、まず、補聴器利得決定システム100の概要を説明する。その後、補聴器利得測定装置1を含む補聴器利得決定システム100の構成および動作を説明する。

[0109] 本実施形態による補聴器利得決定システム100は、音刺激が提示されたユーザの脳波（事象関連電位）を計測して特徴量を抽出し、その特徴量の変化パターンから、90 dB SPL入力時または80 dB SPL入力時、あるいは90 dB SPL入力時および80 dB SPL入力時の補聴器利得を決定する。

[0110] 本実施形態においては、探査電極を中心部（Cz）に設け、基準電極を右マストイドに設けて、探査電極と基準電極の電位差である脳波を計測するものとする。なお、事象関連電位の特徴成分のレベルや極性は、脳波計測用の電極を装着する部位や、基準電極および探査電極の設定位置に応じて変わる可能性がある。しかしながら、以下の説明に基づけば、当業者は、そのときの基準電極および探査電極に応じて適切な改変を行って事象関連電位の特徴を抽出し、不快音圧の測定を行うことが可能である。そのような改変例は、本発明の範疇である。

[0111] 図8は、本実施形態による補聴器利得決定システム100（以下、利得決定システム100と記述することがある）の機能ブロックの構成を示す。利得決定システム100は、音刺激出力部10と、生体信号計測部50と、補聴器利得決定装置1（以下、利得決定装置1と記述することがある）とを備えている。

[0112] 利得決定装置1は、事象関連電位特徴量抽出部55と、補聴器利得判定部65と、音刺激群決定部70と、音刺激音圧決定部71と、音刺激生成部75と、補聴器利得設定部80とを備えている。なお、以下では、事象関連電位特徴量抽出部55を「特徴量抽出部55」と記述することがあり、補聴器

利得判定部 65 を「利得判定部 65」と記述することがあり、音刺激音圧決定部 71 を「音圧決定部 71」と記述することがあり、補聴器利得設定部 80 を「利得設定部 80」と記述することがある。

[0113] 利得決定装置 1 は、音刺激出力部 10 及び生体信号計測部 50 と、有線又は無線で接続されている。音刺激出力部 10 は、ユーザ 5 に音刺激を呈示するように構成されており、生体信号計測部 50 は、ユーザ 5 の生体信号（脳波）を計測できるように構成されている。なお、説明の便宜のために、図にはユーザ 5 のブロックも示されている。

[0114] 音刺激出力部 10 は、ユーザ 5 に、一般的に UCL と評価される音圧よりも低い音圧範囲において単調下降の音圧変化で、ある周波数の音刺激群（第 1 音、第 2 音、及び第 3 音）を出力する。

[0115] 生体信号計測部 50 は、少なくとも 2 つの電極 A および電極 B と接続されている。例えば、電極 A はユーザ 5 のマストイドに貼り付けられ、電極 B はユーザ 5 の頭皮上の中心部（いわゆる Cz）に貼り付けられている。生体信号計測部 50 は、電極 A と電極 B との電位差に対応するユーザ 5 の脳波を計測する。

[0116] 利得決定装置 1 は、第 1 音から第 3 音の呈示時刻を起点にそれぞれ計測したユーザ 5 の脳波（事象関連電位）から、時間周波数の情報を含むウェーブレット係数を特徴量として抽出する。利得決定装置 1 は、抽出した、第 1 音から第 3 音に対する特徴量を用いて、ユーザ 5 の補聴器利得を推定する。それぞれの構成の詳細は、後述する。

[0117] <利用環境>

図 9 は、本実施形態による補聴器利得決定システム 100 の構成および利用環境を示す。利得決定システム 100 は、図 8 に示す実施形態 1 のシステム構成に対応している。

[0118] 上記のように補聴器利得決定システム 100 は、利得決定装置 1 と、音刺激出力部 10 と、生体信号計測部 50 とを備えている。

[0119] 利得決定システム 100 は、生体信号計測部 50 および音刺激出力部 10

を、同じ筐体内に備えていてもよい。あるいは、利得決定システム100は、生体信号計測部50および音刺激出力部10を、別筐体に備えてもよい。その場合には、生体信号計測部50は、計測した脳波信号を、無線または有線で接続されている利得決定装置1に送信する。

[0120] 利得決定装置1は、補聴器利得測定のための音刺激の情報を決定する。音刺激の情報には、例えば、刺激を提示する耳（左耳または右耳）、音の周波数、音圧、音を呈示するタイミングが含まれていてよい。このようにして利得決定装置1によって決定された音刺激を、音刺激出力部10はユーザ5に対して呈示する。

[0121] また、利得決定装置1は、第1音から第3音のそれぞれの音刺激を起点に切り出した事象関連電位から、補聴器出力を推定するための特徴量を抽出する。

[0122] 例えば、補聴器が出力する音の音圧を調整が可能な場合、本実施形態の利得決定システム100は、ユーザが日常的に使用しているボリュームにおける補聴器利得を推定する。「ボリューム」とは、補聴器が、全ての音に対して、一律的に増幅する量を意味する。

[0123] 例えば、入力音圧が90 dB SPLのときの補聴器利得を推定する。90 dB SPLの入力音圧に対する補聴器の出力音圧は、ノンリニア増幅の補聴器の圧縮比を決定するために重要である（小寺一興、改訂第3版 補聴器フィッティングの考え方 p 81）。

[0124] 圧縮比をより正確に求めるためには、90 dB SPLの入力音圧に対する補聴器の出力音圧だけでなく、90 dB SPL以外の入力音圧に対する補聴器の出力音圧を求めることが好ましい。

[0125] たとえば、音圧変化に対する特徴量変化のパターンに基づいて、左右耳ごと、周波数ごとの90 dB SPL入力時または80 dB SPL入力時、あるいは90 dB SPL入力時および80 dB SPL入力時の補聴器出力を判定する。

[0126] <補聴器利得決定装置1のハードウェア構成>

図10は、本実施形態による補聴器利得決定装置1のハードウェア構成を示す。利得決定装置1は、CPU30と、メモリ31と、オーディオコントローラ32とを備えている。CPU30と、メモリ31と、オーディオコントローラ32とは、互いにバス34で接続されており、相互にデータの授受が可能である。

[0127] CPU30は、メモリ31に格納されているコンピュータプログラム35を実行する。コンピュータプログラム35には、後述するフローチャートに示される処理手順が記述されている。

[0128] 利得決定装置1は、コンピュータプログラム35にしたがって、音刺激の生成、事象関連電位の特徴量抽出、補聴器利得決定の判別分析等の処理を行う。この処理は後に詳述する。

[0129] オーディオコントローラ32は、CPU30の命令に従って、それぞれ、呈示すべき音刺激を指定された音圧で音刺激出力部10を介して出力する。

[0130] なお、利得決定装置1は、1つの半導体回路にコンピュータプログラムを組み込んだDSP等のハードウェアとして実現されてもよい。そのようなDSPは、1つの集積回路で上述のCPU30、メモリ31、オーディオコントローラ32の機能を全て実現することが可能である。例えば、特徴量抽出部55と、利得決定部65と、音刺激群決定部70と、音圧決定部71と、音刺激生成部75と、利得設定部80とは、CPU30により実現される。

[0131] 上述のコンピュータプログラム35は、CD-ROM等の記録媒体に記録されて製品として市場に流通され、または、インターネット等の電気通信回線を通じて伝送され得る。図10に示すハードウェアを備えた機器（たとえばPC）は、当該コンピュータプログラム35を読み込むことにより、本実施形態による利得決定装置1として機能し得る。

[0132] 利得決定装置1の各機能ブロックは、それぞれ、図10に関連して説明したプログラムが実行されることによって、CPU30、メモリ31、オーディオコントローラ32によって全体としてその時々で実現される機能に対応している。

[0133] 以下、補聴器利得決定システム100の各構成要素を説明する。

[0134] <音刺激群決定部70>

音刺激群決定部70は、ユーザ5に呈示する複数の音刺激（音刺激群）の情報を決定する。本実施形態において、音刺激群は、少なくとも第1音、第2音、及び第3音を含む。

[0135] 音刺激群の情報は、たとえば、音刺激を呈示する耳（右耳または左耳）、呈示する音刺激の周波数、音刺激群内の音刺激の持続時間、複数の音刺激間の間隔を含む。音刺激群の情報は、少なくとも音刺激の周波数及び音刺激間の間隔を含めばよい。なお、音刺激間の間隔は、音刺激群決定部70が決定せずに、後述する音刺激出力部10が予め決められた情報を保持することによって決定されても良い。

[0136] なお、利得決定システム100は、ユーザが不快と感じない程度の大きさの音圧を有する呈示音を呈示することが望ましい。このような音圧の制御は、例えば、後述する音圧決定部71によって行われてよい。

[0137] 音刺激群の呈示耳および周波数は、たとえば次の制約に基づいてランダムに決定されてもよい。直前の音刺激群と同じ周波数の音刺激は選択しない。左右耳はランダムな順序で選択することが好ましい。ただし、左右どちらか一方の耳のみに、音刺激群の呈示を4回以上連続させないことが好ましい。こうすることで、同一耳、周波数の音刺激群の連続呈示による脳波の慣れ（*habituation*）の影響が低減され、高精度な補聴器利得測定が実現できる。音刺激の持続時間は、聴覚誘発電位が安定して惹起されるよう、たとえば25ms以上に設定する。また、刺激間間隔は、音刺激の持続時間以上で1秒以下の時間に設定する。たとえば、300msとしてもよいし、200msとしてもよい。

[0138] <音刺激音圧決定部71>

音圧決定部71は、音刺激群決定部70から音刺激群の情報を受け取る。

[0139] 音刺激群の情報とは、例えば、音刺激を呈示する耳（右耳または左耳）、呈示する音刺激の周波数、音刺激群内の音刺激の持続時間、複数の音刺激間

の間隔である。

- [0140] 第1音、第2音、及び第3音は、少なくとも周波数が同じであればよい。周波数が同じとは、人間が聞き分けられる周波数より小さい差を有する音を含む。本明細書において、例えば、5 Hz以下の差は、同じ周波数であるとみなす。
- [0141] 音圧決定部71は、音刺激群内の第1音から第3音の音圧を、設定された所定の閾値よりも低い音圧範囲で決定する。また、本実施形態では、音圧決定部71は、第1音から第3音の音圧を、順に音圧が減少するように、すなわち、第1音の音圧>第2音の音圧>第3音の音圧の関係を満たすように、それぞれの音の音圧を決定する。
- [0142] ここで、所定の閾値とは、例えば、一般的にUCLと評価される音圧である。つまり、ユーザ5が快適に聞くことができる音圧範囲内に含まれるように、第1音から第3音の音圧を決定する。
- [0143] 音刺激音圧決定部71は、予め所定の閾値を保持していてもよい。この閾値を下回るように、音刺激音圧決定部71は、たとえば、第1音の音圧を80 dBHL、第2音の音圧を75 dBHL、第3音の音圧を70 dBHLと決定してもよい。また、たとえば、第1音の音圧を80 dBHL、第2音の音圧を65 dBHL、第3音の音圧を50 dBHLと決定してもよい。
- [0144] また、音刺激音圧決定部71は、所定の閾値より大きい音圧を決定しないように制御されていても良い。
- [0145] <音刺激生成部75>
- 音刺激生成部75は、音圧決定部71から受け取った音刺激群の情報に基づいて、音刺激データを生成する。各音刺激は、たとえば、立ち上がり及び立ち下がりが3 msのトーンバースト音であってよい。
- [0146] 音刺激生成部75は、音刺激出力部10を介してユーザ5に音刺激を出力し、そのタイミングで生体信号計測部50にトリガ信号を出力する。なお、音刺激生成部75は、音刺激出力部10に生成した音刺激データを送る機能のみを有するように構成されていて良い。

[0147] 音刺激データは、たとえば、一つの音刺激群に対して、所定の時間間隔で音圧変化のある複数の音刺激を含む音刺激データを一つ作成してもよい。その場合、生体信号計測部50に送付するトリガ信号は、第1音の呈示タイミングだけでもよい。

[0148] なお、音刺激生成部75は、入力装置を含んでいてもよいし、あるいは、外部の入力装置に接続されていても良い。この場合、ユーザ5又はユーザ5の聴力検査者は、入力装置を用いて音刺激に関する情報を任意に入力することができ、音刺激生成部75は、入力装置から受け取った情報を用いて音刺激を生成する。

[0149] <音刺激出力部10>

音刺激出力部10は、音刺激生成部75で生成された音刺激データに従って、ユーザ5に音を呈示する。音刺激出力部10は、左右それぞれの耳に音刺激生成部75で生成された音刺激を正しく出力することが好ましい。音刺激出力部10は、たとえば、周波数特性に歪みのないヘッドフォンやスピーカを含んでいても良い。

[0150] <生体信号計測部50>

生体信号計測部50は、ユーザ5の生体信号を計測する計測器である。本開示においては、生体信号計測部50は、脳波計である。生体信号計測部50は、ユーザ5に装着した探查電極及び基準電極の電位差に相当する脳波を、生体信号として計測する。

[0151] 計測した脳波に対して、適切な遮断周波数での周波数フィルタリングを行っても良い。生体信号計測部50は、計測した脳波又はフィルタリングした脳波を事象関連電位特徴量抽出部55に送信する。以下、計測した脳波又はフィルタリングした脳波を、「脳波データ」とも表記する。

[0152] 例えば、生体信号計測部50は、脳波データに対して、適切な遮断周波数の周波数フィルタリングを行い、音刺激生成部75から受け取ったトリガ信号を起点に、所定区間（たとえば第1音呈示前100msから第3音呈示後400msの区間）の事象関連電位を切り出し、その波形データ（事象関連

電位)を事象関連電位特徴量抽出部55に送付するように構成されていても良い。

[0153] 周波数フィルタとして、バンドパスフィルタを用いる場合は、たとえば1 Hzから20 Hzまでを通過させるように遮断周波数を設定してもよい。ユーザ5は予め脳波計を装着しているものとする。例えば、探査電極は中心部のCz、基準電極はマストイドに装着される。

[0154] 脳波データは、事象関連電位を含んでいる。事象関連電位とは、ある刺激に対して発生する脳波の電位の変化を意味する。例えば、事象関連電位の信号の種類は、(1)電位の極性(陽性または陰性)、(2)潜時(刺激から電位が生起するまでの時間)、(3)電位の振幅の大きさ等に応じて決定される。

[0155] <事象関連電位特徴量抽出部55>

特徴量抽出部55は、生体信号計測部50から受信した事象関連電位から、第1音から第3音のそれぞれの特徴量を抽出する。

[0156] 事象関連電位の特徴量とは、例えば、事象関連電位の時間周波数の情報である。時間周波数の情報一例は、ウェーブレット係数に関する情報である。以下、説明するウェーブレット係数は、事象関連電位の時間周波数情報と同様の意味である。

[0157] 本実施形態では、特徴量抽出部55は、音刺激音圧決定部71から受けた音刺激の内容に応じて、第1音から第3音に対するウェーブレット係数に関する特徴量をそれぞれ算出する。

[0158] 特徴量抽出部55は、算出した特徴量と、音刺激の情報(左右耳、周波数、音圧等)とを、補聴器利得決定部65に送付する。ウェーブレット係数に関する特徴量は、たとえば周波数軸および時間軸のそれぞれについて所定幅で分割することで規定される所定範囲における平均値として求めてもよい。たとえば、周波数軸では2.5 Hzから12.5 Hzが9分割となるように、時間軸では50 msの時間幅で分割し、この分割された範囲内のウェーブレット係数の平均を特徴量としてもよい。特徴量算出のために平均する周波

数軸および時間軸の幅は、補聴器利得が推定できる範囲において、上記よりも細かくしてもよいし、粗くしてもよい。

[0159] なお、上記のように事象関連電位の N 1 成分および P 2 成分が現れる期間を分析することが、補聴器出力の推定に特に有効であると考えられるので、特徴量抽出部 55 は、第 1 音、第 2 音、及び第 3 音のそれぞれの呈示時刻から 300 ms 経過した時点までの区間において、時間周波数情報（ウェーブレット係数の平均）を算出するように構成されていてもよい。

[0160] <補聴器利得決定部 65>

利得決定部 65 は、特徴量抽出部 55 から受け取った、第 1 音から第 3 音のそれぞれについてのウェーブレット係数に関する特徴量に基づいて、周波数ごとの補聴器利得を判定する。

[0161] 補聴器利得決定部 65 は、所定の基準（教師データや判別関数など）を利用して、受け取ったウェーブレット特徴量に対して線形判別を実施することによって、補聴器利得の推定を行う。具体的には、所定の基準とは、例えば、ウェーブレット特徴量と補聴器利得の値とを予め対応付けた情報を意味する。所定の基準は、ウェーブレット特徴量と補聴器利得の値とを対応付けた表であってもよいし、所定の式であってもよい。補聴器利得決定部 65 は、所定の基準を予め保持してよい。

[0162] 利得決定部 65 は、音刺激群の周波数ごとに、所定の基準を保持してよい。また、利得決定部 65 は、外部から取得した所定の基準を利用するように構成されていてもよい。

[0163] また、所定の基準は、例えば、90 dB SPL 入力時または 80 dB SPL 入力時における補聴器利得から生成された教師データである。教師データは、少なくとも 2 人以上の他者に対して、あらかじめ上述の補聴器特性測定実験および脳波計測実験を実施し、測定した補聴器利得とウェーブレット特徴量とに基づいて生成され得る。

[0164] ここで、所定の基準を生成する際の脳波計測実験の音圧および音刺激数に関する音刺激条件は、音刺激音圧決定部 71 で決定した刺激音圧の変化パタ

ーンと同一である必要がある。所定の基準の保持方法は、左右耳をプールして、周波数ごととしてもよい。その場合、特徴量抽出部55から受け取った音刺激の周波数の情報に基づいて、補聴器利得測定に用いる所定の基準を、測定対象の周波数と、所定の基準の周波数が一致するように切り替えて用いてもよい。

[0165] また、所定の基準は、ユーザの難聴の症状に合わせて切り替えてもよい。たとえば伝音性難聴と感音性難聴のような大きな分類で、それぞれ用いる所定の基準を別のものとしても良い。また、低音漸傾型や高音漸傾型などのオーディオグラムのパターンごとに所定の基準を用意し、切り替えてもよい。補聴器利得決定部65は、判定した補聴器利得を補聴器利得設定部80に送る。

[0166] <補聴器利得設定部80>

利得設定部80は、利得決定部65から受け取った、周波数ごとの90dB SPL入力時または80dB SPL入力時、あるいは90dB SPL入力時および80dB SPL入力時について推定された補聴器利得を、ユーザ5の補聴器に設定する。

[0167] <補聴器利得決定システム100の処理>

図11を参照しながら、図8に示す利得決定システム100の処理手順を説明する。図11は、利得決定システム100の処理の一例を示すフローチャートである。

[0168] (ステップS101)

音刺激群決定部70は、音刺激群の呈示耳・周波数と、音刺激群内の音刺激の持続時間・刺激間隔を決定する。呈示耳および周波数は、たとえば次の制約に基づいてランダム決定してもよい。直前の音刺激群と同じ周波数の音刺激は選択しない。左右耳はランダムな順序で選択する。ただし、左右どちらか一方の耳への音刺激群の呈示を4回以上連続させない。音刺激の持続時間は、聴覚誘発電位が安定して惹起されるよう、たとえば25ms以上に設定する。また、刺激間隔は、音刺激の持続時間以上で1秒以下の時間に

設定する。たとえば、300msとしてもよいし、200msとしてもよい。決定した音刺激群の呈示耳・周波数と、音刺激群内の音刺激の持続時間・刺激間隔の情報は、音刺激音圧決定部71に送付する。

[0169] (ステップS102)

音圧決定部71は、音刺激群決定部70から音刺激群の呈示耳・周波数、音刺激群内の音刺激の持続時間・刺激間隔の情報を受け取る。そして、音刺激群内の第1音から第3音の音圧を、一般的にUCLと評価される音圧よりも低い音圧範囲において、単調下降の音圧変化で決定する。たとえば、第1音の音圧を80dBHL、第2音の音圧を75dBHL、第3音の音圧を70dBHLと決定してもよい。また、第1音の音圧を80dBHL、第2音の音圧を65dBHL、第3音の音圧を50dBHLと決定してもよい。決定した音刺激群内の音刺激ごとの音圧は、音刺激群決定部70から受け取った情報とともに、音刺激生成部75に送る。

[0170] (ステップS103)

音刺激生成部75は、音圧決定部71から受け取った音刺激の情報に基づいて音刺激データを生成する。各音刺激は、たとえば立ち上がり及び立ち下りが3ms、持続時間が44msのトーンバースト音とする。

[0171] (ステップS104)

ステップS104において、音刺激生成部75は、音刺激出力部10を介してユーザに音刺激を出力し、そのタイミングで生体信号計測部50にトリガ信号を出力する。音刺激データは、たとえば一つの音刺激群に対して、所定の時間間隔で音圧変化のある複数の音刺激を含む音刺激データを一つ生成してもよい。その場合、生体信号計測部50に送られるトリガ信号は、第1音の呈示タイミングのときだけ送られてもよい。

[0172] (ステップS105)

生体信号計測部50は、生体信号として脳波を計測する。そして、脳波データに対して適切な遮断周波数の周波数フィルタリングを行い、音刺激生成部75から受けたトリガを起点に、所定区間（たとえば第1音呈示前100

m s から第 n 音呈示後 4 0 0 m s の区間) の事象関連電位を切り出し、その波形データ (事象関連電位) を特徴量抽出部 5 5 に送付する。

[0173] (ステップ S 1 0 6)

特徴量抽出部 5 5 は、音圧決定部 7 1 から受けた音刺激の内容を参照して、生体信号計測部 5 0 から受け取った事象関連電位から、第 1 音から第 3 音に対するウェーブレット係数に関する特徴量をそれぞれ算出する。たとえば、マザーウェーブレットをメキシカンハットとし、2. 5 から 1 2. 5 H z のウェーブレット係数を求める。

[0174] (ステップ S 1 0 7)

ステップ S 1 0 7 において、特徴量抽出部 5 5 は、ステップ S 1 0 6 において算出したウェーブレット係数を、音圧決定部 7 1 から受けた音刺激の情報に基づいて、左右耳ごと、周波数ごとに加算平均する。

[0175] (ステップ S 1 0 8)

特徴量抽出部 5 5 はステップ S 1 0 4 で呈示された音刺激群の音刺激に対する加算平均回数が所定回数に到達したか否かを判定する。加算平均回数が所定回数以下の場合には、処理はステップ S 1 0 1 へ戻り、音刺激群の呈示を繰り返す。加算平均回数が所定回数以上の場合には、特徴量抽出部 5 5 は、加算平均したウェーブレット係数に関する特徴量を、補聴器利得決定部 6 5 に送り、処理はステップ S 1 0 8 へ進む。所定回数とは、たとえば 2 0 回である。なお、「2 0 回」は、事象関連電位を計測する分野において多く採用される加算回数であるが、これは一例である。

[0176] (ステップ S 1 0 9)

補聴器利得決定部 6 5 は、特徴量抽出部 5 5 から受け取った、第 1 音から第 3 音それぞれのウェーブレット係数に関する特徴量を利用して、補聴器利得を判定する。補聴器利得決定は、例えば、あらかじめ用意した他者のウェーブレット特徴量と 9 0 d B S P L 入力時または 8 0 d B S P L 入力時の補聴器利得とから生成された教師データ (所定の基準) を利用して線形判別によって実現することができる。補聴器利得測定に用いる教師データは、周波

数に応じて複数用意されていても良く、測定対象の周波数と、教師データの周波数が一致するように切り替えて用いられてもよい。また、周波数に加えて、左右耳ごとに教師データを切り替えてもよい。また、教師データは、ユーザの難聴の症状に合わせて切り替えてもよい。たとえば伝音性難聴と感音性難聴のような大きな分類でそれぞれ教師データを用意し、切り替えてもよい。また、低音漸傾型や高音漸傾型などのオーゾグラムのパターンごとに教師データを用意し、切り替えてもよい。

[0177] (ステップS110)

補聴器利得設定部80は、利得決定部65から受け取った周波数ごとの補聴器利得の結果を、ユーザ5の補聴器に設定する。

[0178] 本実施形態の補聴器利得決定システム100によれば、例えば、同一周波数の純音を単調下降の音圧変化で3回連続呈示し、第1音から第3音までのそれぞれの音刺激に対する脳波の特徴量を抽出し、その特徴量の変化パターンから90dB SPL入力時または80dB SPL入力時、あるいは90dB SPL入力時および80dB SPL入力時の周波数ごとの補聴器利得が直接的に測定することができる。これにより、ノンリニア増幅の補聴器における圧縮比の精度が向上し、補聴器装用時に聞こえに関する不満の少ない、補聴器フィッティングが実現できる。

[0179] 本実施形態の説明では、生体信号計測部50は、音刺激生成部75からのトリガ信号を起点にして予め定められた範囲の事象関連電位を切り出し、特徴量抽出部55に送信する。しかしながら、この処理は一例である。他の処理として、たとえば、生体信号計測部50は継続的に脳波を計測し、特徴量抽出部55が必要な事象関連電位の切り出しおよびベースライン補正を行ってもよい。当該構成であれば、音刺激生成部75は生体信号計測部50にトリガ信号を送信する必要はなくなり、事象関連電位特徴量抽出部55にトリガ信号を送信すればよい。

[0180] また、本実施形態においては、補聴器利得測定の結果は、補聴器利得設定部80によりユーザ5の補聴器に設定されるとしたが、設定しなくてもよい

。たとえば補聴器利得設定部 80 を補聴器利得決定装置 1 の外部に設ける場合には、補聴器利得決定部 65 の各判定結果を単に出力する、あるいは蓄積すればよい。各判定結果は、補聴器利得設定に関する情報として利用され得る。

[0181] また、図 12 に示すように、補聴器利得決定システム 100 は、補聴器利得決定装置 11 と、音刺激装置 12 と、生体信号計測部 50 と、補聴器利得設定部 80 とを備えていても良い。補聴器利得決定装置 11 と、音刺激装置 12 と、生体信号計測部 51 と、補聴器利得設定部 80 とは、有線又は無線により接続されており、情報を送受信する。

[0182] 補聴器利得決定装置 11 は、事象関連電位特徴量抽出部 55 と、補聴器利得決定部 65 とを備える。音刺激装置 12 は、音刺激出力部 10 と、音刺激群決定部 70 と、音刺激音圧決定部 71 と、音刺激生成部 75 とを備える。

[0183] 補聴器利得決定装置 11 の事象関連電位特徴量抽出部 55 は、生体信号計測部 50 が計測した脳波と、音刺激出力部 10 が出力した音刺激群の情報を受け取る。

[0184] 上述と同様に、事象関連電位特徴量抽出部 55 は、生体信号計測部 50 が計測した脳波信号から、音刺激群のそれぞれが呈示された時刻の後の所定の時間範囲に含まれる事象関連電位の時間周波数情報に関する特徴量を抽出する。補聴器利得決定部 65 は、所定の基準を参照して、前記特徴量抽出部で抽出した特徴量に基づいて、前記音刺激群の周波数に対する補聴器利得を決定する。

産業上の利用可能性

[0185] 本開示の補聴器利得決定システムによれば、補聴器利得を、ユーザごとの脳波から求めることができるため、補聴器店や家庭などでの補聴器の調整に有用である。

符号の説明

[0186] 1、11 補聴器利得決定装置
5 ユーザ

- 1 0 音刺激出力部
- 1 2 音刺激装置
- 5 0 生体信号計測部
- 5 5 事象関連電位特徴量抽出部
- 6 5 補聴器利得決定部
- 7 0 音刺激群決定部
- 7 1 音刺激音圧決定部
- 7 5 音刺激生成部
- 1 0 0 補聴器利得決定システム

請求の範囲

- [請求項1] ユーザの脳波信号を計測する生体信号計測部と、
純音である、第1音、第2音及び第3音を含む音刺激群の周波数を決定する音刺激群決定部と、
所定の閾値以下の音圧であり、かつ、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音の順に音圧が減少するように、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音の音圧を決定する音圧決定部と、
前記音刺激群決定部及び前記音圧決定部で決定された周波数及び音圧で、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音を、前記ユーザに呈示する出力部と、
前記脳波信号において、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音のそれぞれが呈示された時刻後の所定の時間範囲に含まれる事象関連電位の時間周波数情報に関する特徴量を抽出する特徴量抽出部と、
所定の基準を参照して、前記特徴量抽出部で抽出した特徴量に基づいて、前記音刺激群の周波数に対する補聴器利得を決定する利得決定部と
を備える、補聴器利得決定システム。
- [請求項2] 前記利得決定部は、前記特徴量と、80 dB SPL以上の入力音圧に対して設定された補聴器出力の値とを予め対応付けた所定の基準を参照して、80 dB SPL以上の入力音圧に対する補聴器出力を決定する、請求項1に記載の補聴器利得決定システム。
- [請求項3] 前記利得決定部は、前記特徴量と、90 dB SPL入力時または80 dB SPL入力時の補聴器出力の値とを予め対応付けた所定の基準を参照して、90 dB SPL入力時または80 dB SPLを有する入力音圧に対する補聴器出力を決定する、請求項2に記載の補聴器利得決定システム。
- [請求項4] 前記所定の閾値は、一般的なUCL値よりも低い音圧である、請求項1に記載の補聴器利得決定システム。

- [請求項5] 前記音圧決定部は、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音の順に、5 dBずつ音圧が低下するように前記第1音、前記第2音、及び前記第3音の音圧を決定する、請求項1に記載の補聴器利得決定システム。
- [請求項6] 前記音圧決定部は、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音の順に、15 dBずつ音圧が低下するように前記第1音、前記第2音、及び前記第3音の音圧を決定する、請求項1に記載の補聴器利得決定システム。
- [請求項7] 前記利得決定部の判定結果に基づいて、90 dB SPL入力時または80 dB SPL入力時、あるいは90 dB SPL入力時および80 dB SPL入力時の周波数ごとの補聴器利得を設定する利得設定部をさらに備える、請求項3に記載の補聴器利得決定システム。
- [請求項8] 前記利得決定部は、複数のユーザで計測された、時間周波数に関する特徴量と90 dB SPL入力時または80 dB SPL入力時の補聴器利得とを対応付けたデータを前記所定の基準として保持し、当該所定の基準を参照して、補聴器利得を決定する、請求項3に記載の補聴器利得決定システム。
- [請求項9] 前記利得決定部は、前記音刺激群の周波数ごとに、前記所定の基準を保持し、前記音刺激群の周波数に応じて選択された所定の基準を用いる、請求項1に記載の補聴器利得決定システム。
- [請求項10] 前記特徴量抽出部において、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音のそれぞれの呈示時刻から300 ms経過した時点までの区間における、脳波信号の時間周波数情報を算出し、所定の周波数幅および所定の時間幅で平均した値を特徴量とする、請求項1に記載の補聴器利得決定システム。
- [請求項11] 前記所定の周波数幅は2.5 Hz以上12.5 Hz以下の周波数範囲を9分割することによって規定される周波数幅である、請求項10に記載の補聴器利得決定システム。

[請求項12] 前記所定の時間幅は50msである、請求項10に記載の補聴器利得決定システム。

[請求項13] 生体信号計測部により計測されたユーザの脳波信号において、出力部により呈示された、所定の閾値以下の音圧であり、かつ、順に減少する音圧を有する第1音、第2音、及び第3音のそれぞれが呈示された時刻後の前記脳波信号の事象関連電位の時間周波数に関する特徴量を抽出する特徴量抽出部と、

所定の基準を参照して、前記特徴量抽出部で抽出した特徴量に基づいて、補聴器利得を決定する利得決定部と
を備える、補聴器利得決定装置。

[請求項14] ユーザの脳波信号を計測するステップと、

純音である、第1音、第2音及び第3音を含む音刺激群の周波数を決定するステップと、

所定の閾値以下の音圧であり、かつ、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音の順に音圧が減少するように、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音の音圧を決定するステップと、

前記決定された周波数および音圧で、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音を、前記ユーザに呈示するステップと、

前記脳波信号において、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音のそれぞれが呈示された時刻後の所定の時間範囲に含まれる事象関連電位の時間周波数情報に関する特徴量を抽出するステップと、

所定の基準を参照して、前記抽出した特徴量に基づいて、補聴器利得を決定するステップと

を備えた、補聴器利得決定方法。

[請求項15] 補聴器利得決定システムの補聴器利得決定装置に設けられたコンピュータによって実行されるコンピュータプログラムであって、

前記コンピュータプログラムは、前記コンピュータに対し、

純音である、第1音、第2音及び第3音を含む音刺激群の周波数を

決定するステップと、

所定の閾値以下の音圧であり、かつ、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音の順に減少するように、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音の音圧を決定するステップと、

前記決定された周波数および音圧で、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音を、前記ユーザに呈示するステップと、

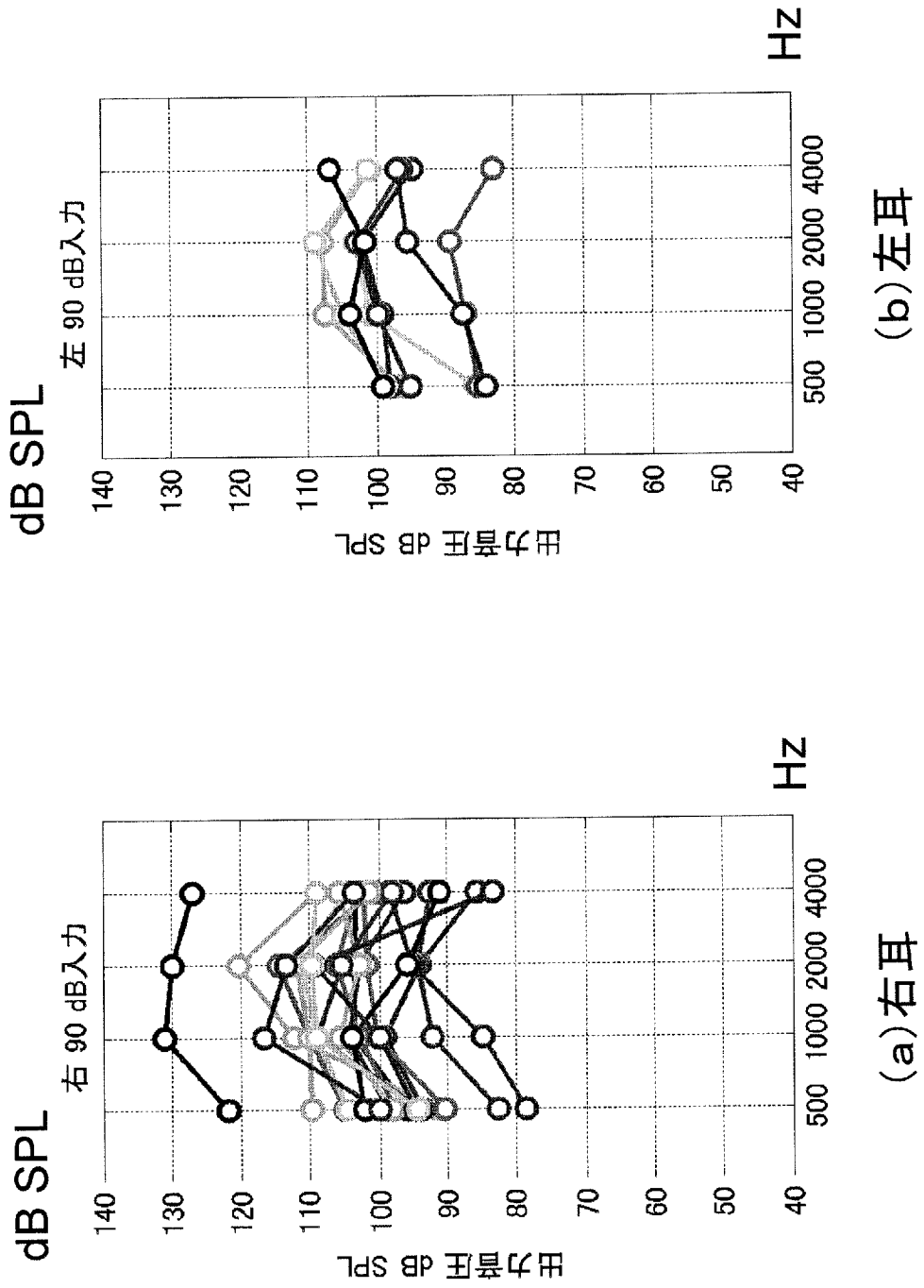
前記第1音、前記第2音、及び前記第3音を呈示したときの前記ユーザの脳波信号において、前記第1音、前記第2音、及び前記第3音のそれぞれが呈示された時刻後の所定の時間範囲に含まれる事象関連電位の時間周波数情報に関する特徴量を抽出するステップと、

所定の基準を参照して、前記抽出した特徴量に基づいて、補聴器利得を決定するステップと

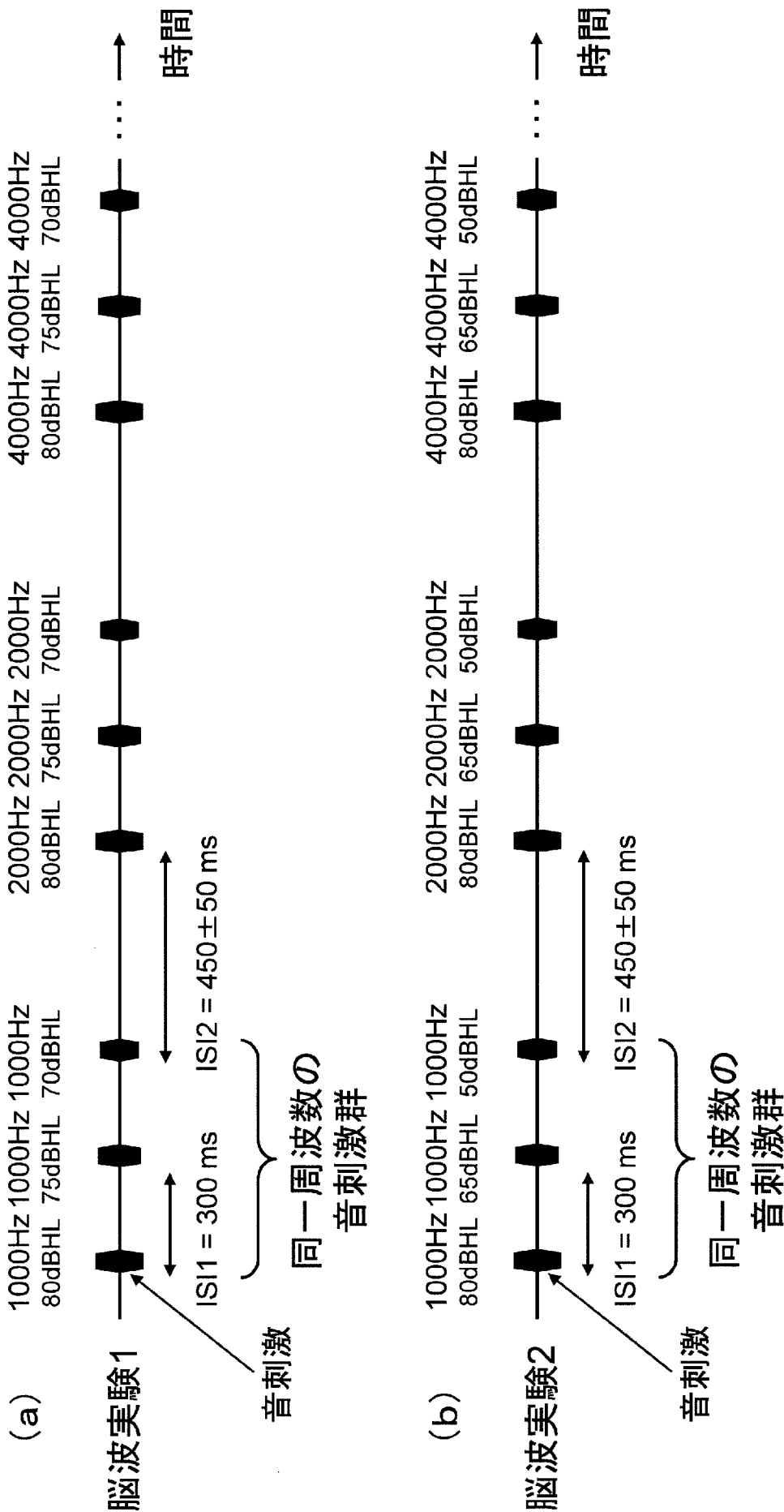
を実行させる、補聴器利得を決定するためのコンピュータプログラム

。

[図1]

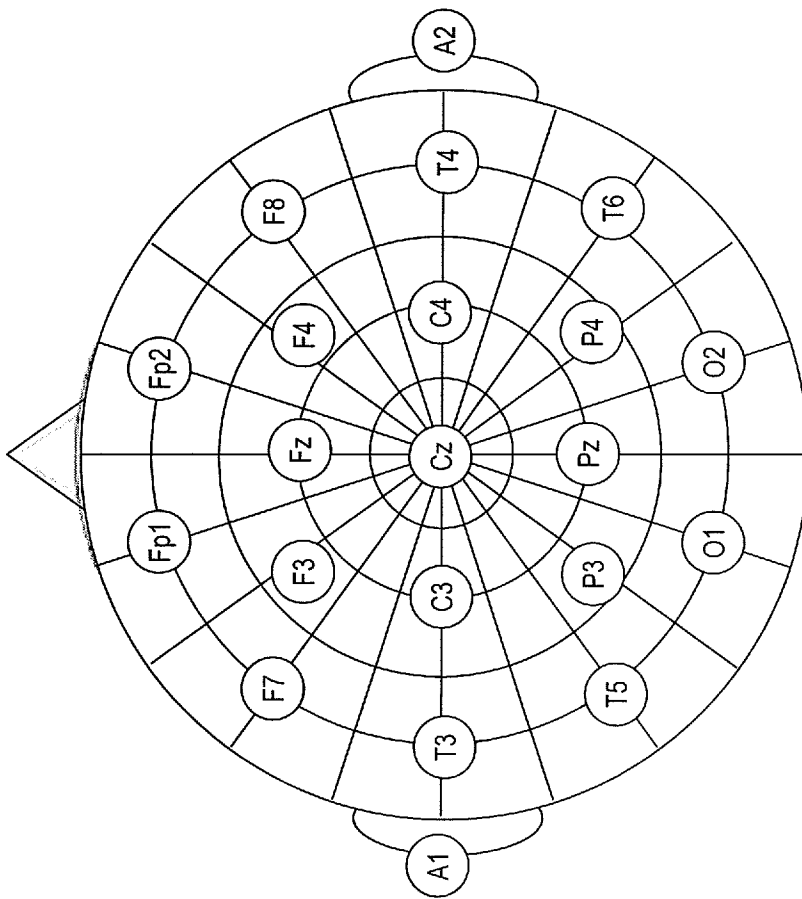


[図2]

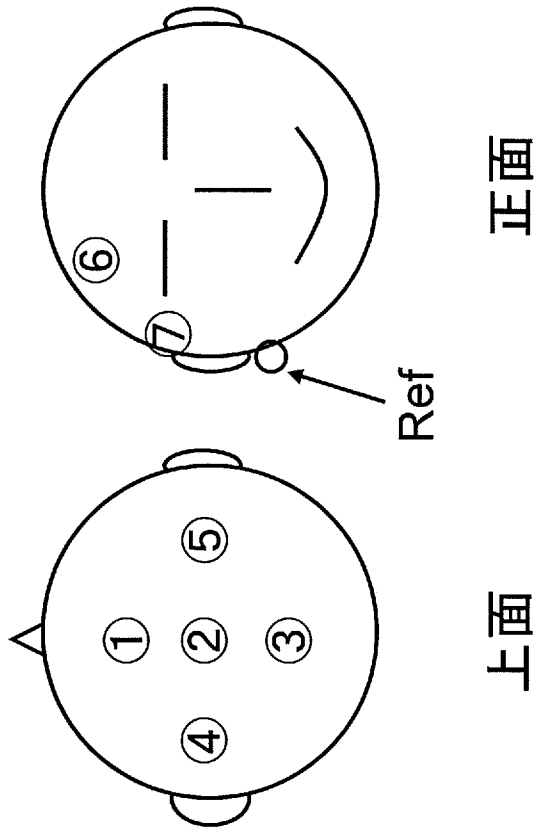


[図3]

The 10-20 system



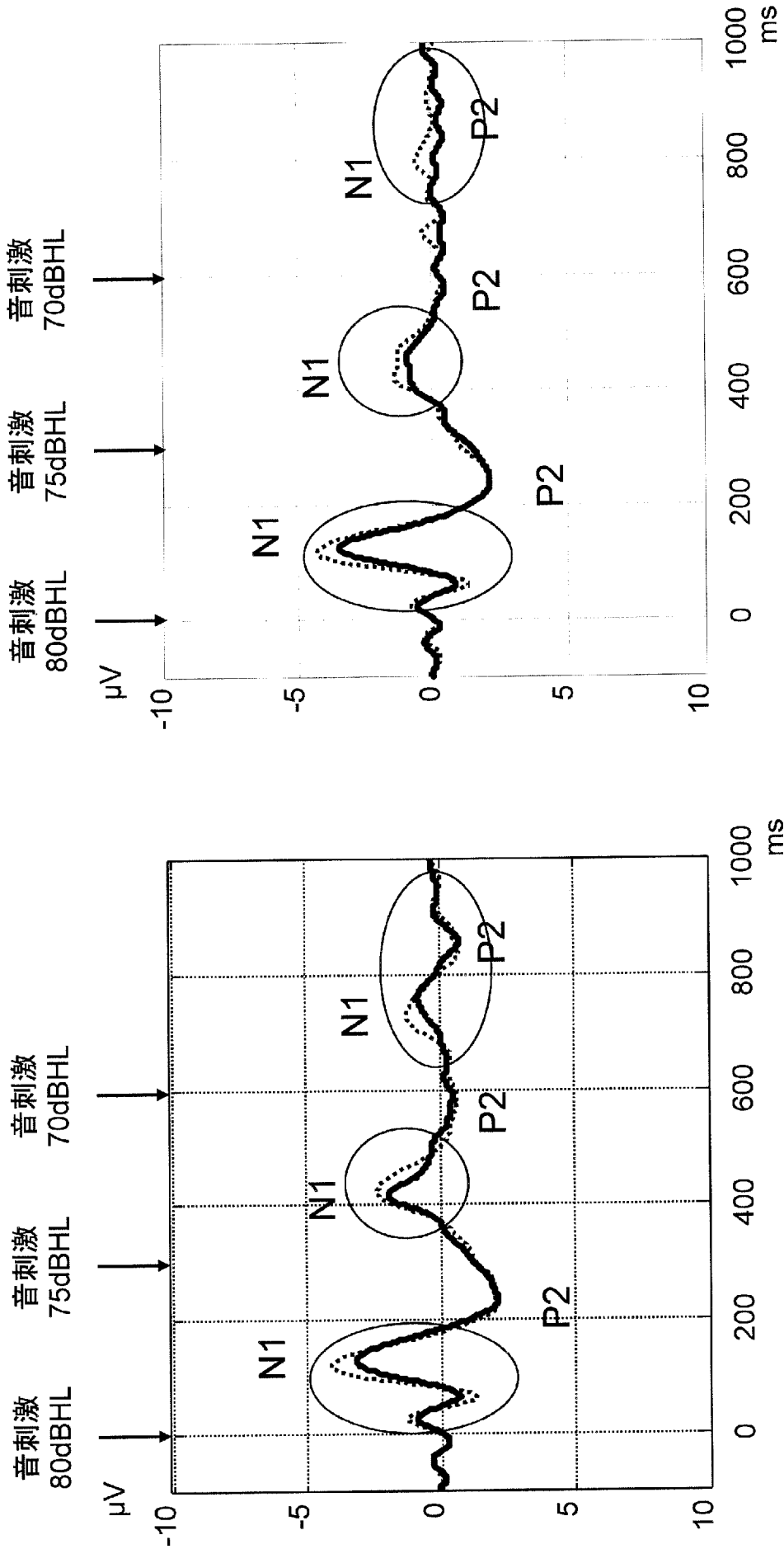
(a)



(b)

[図4]

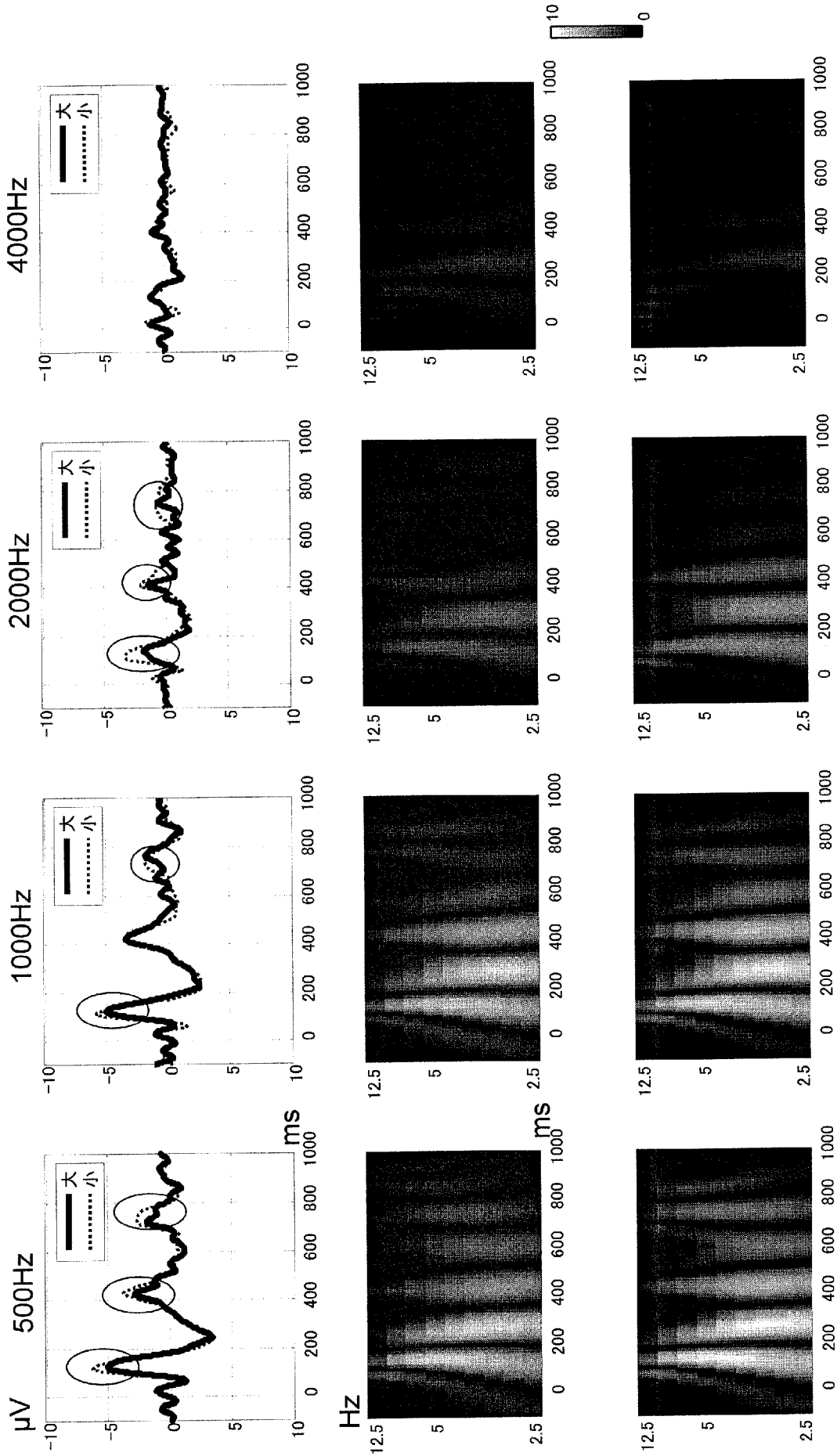
— 補聴器出力が平均以上
 補聴器出力が平均より小さい



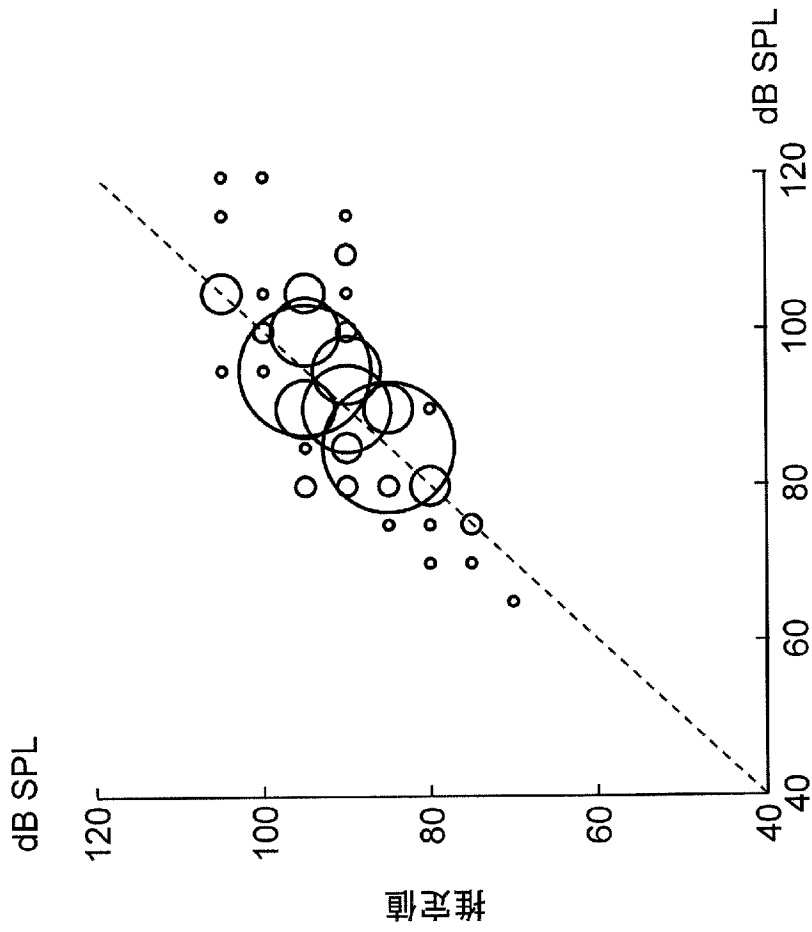
(a) 脳波実験1

(b) 脳波実験2

[図5]

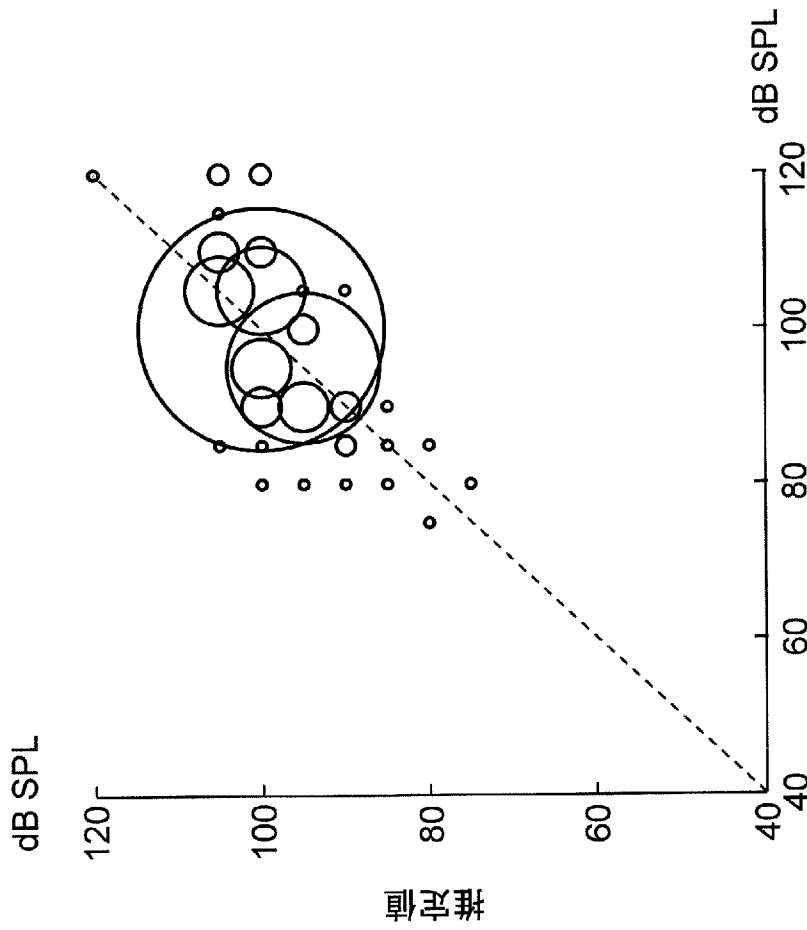


[図6]



補聴器特性測定結果

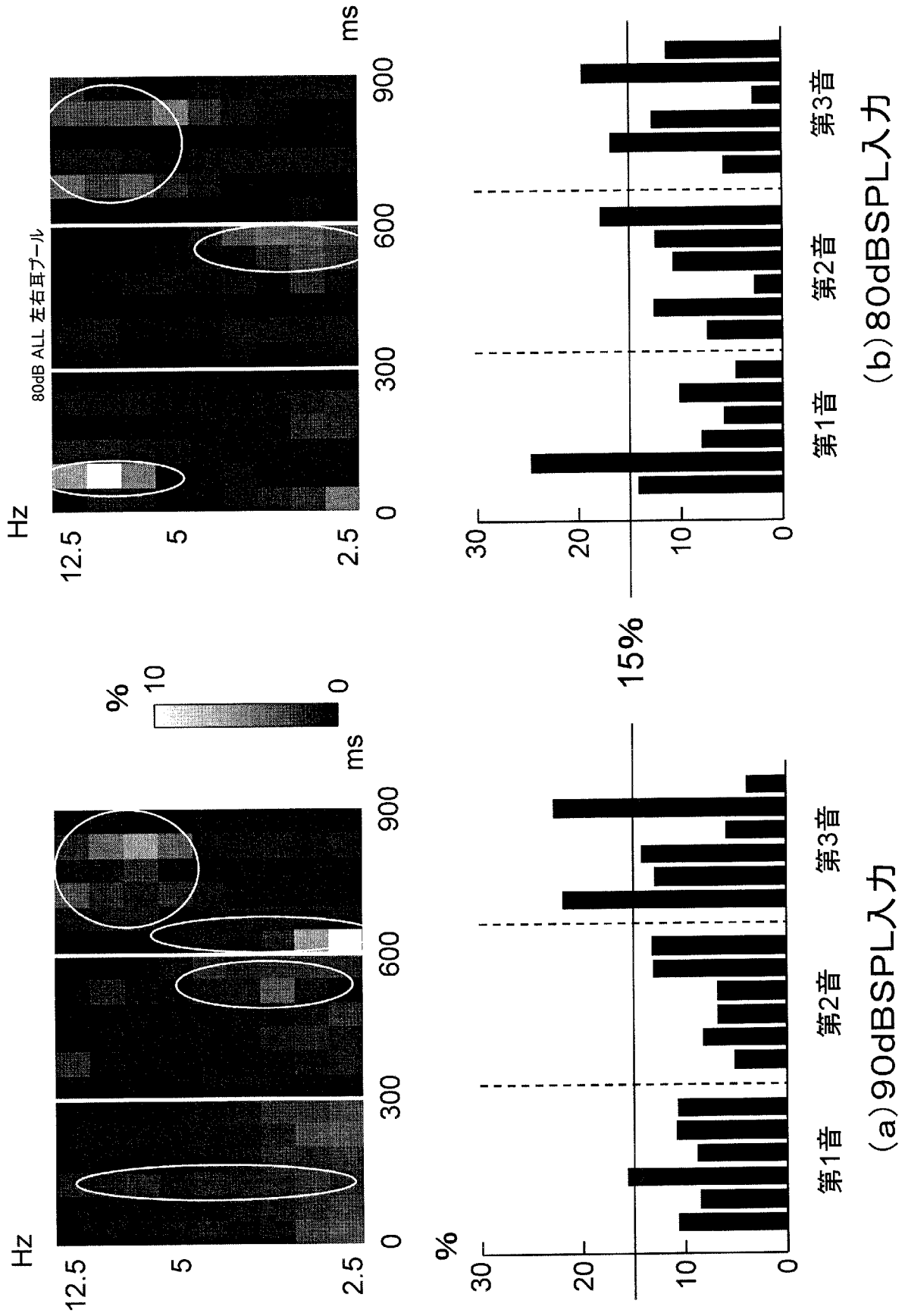
(b) 80dB SPL入力



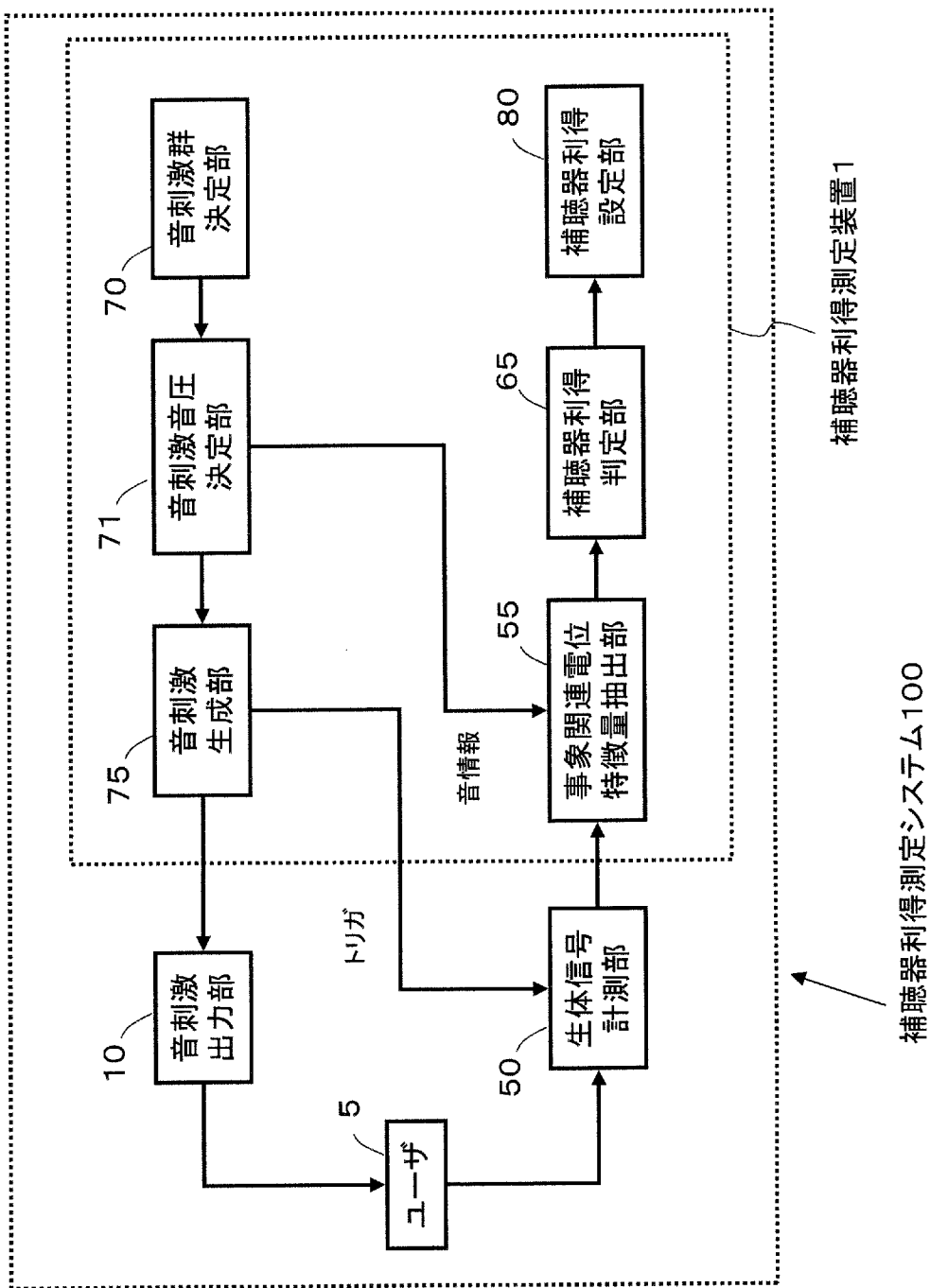
補聴器特性測定結果

(a) 90dB SPL入力

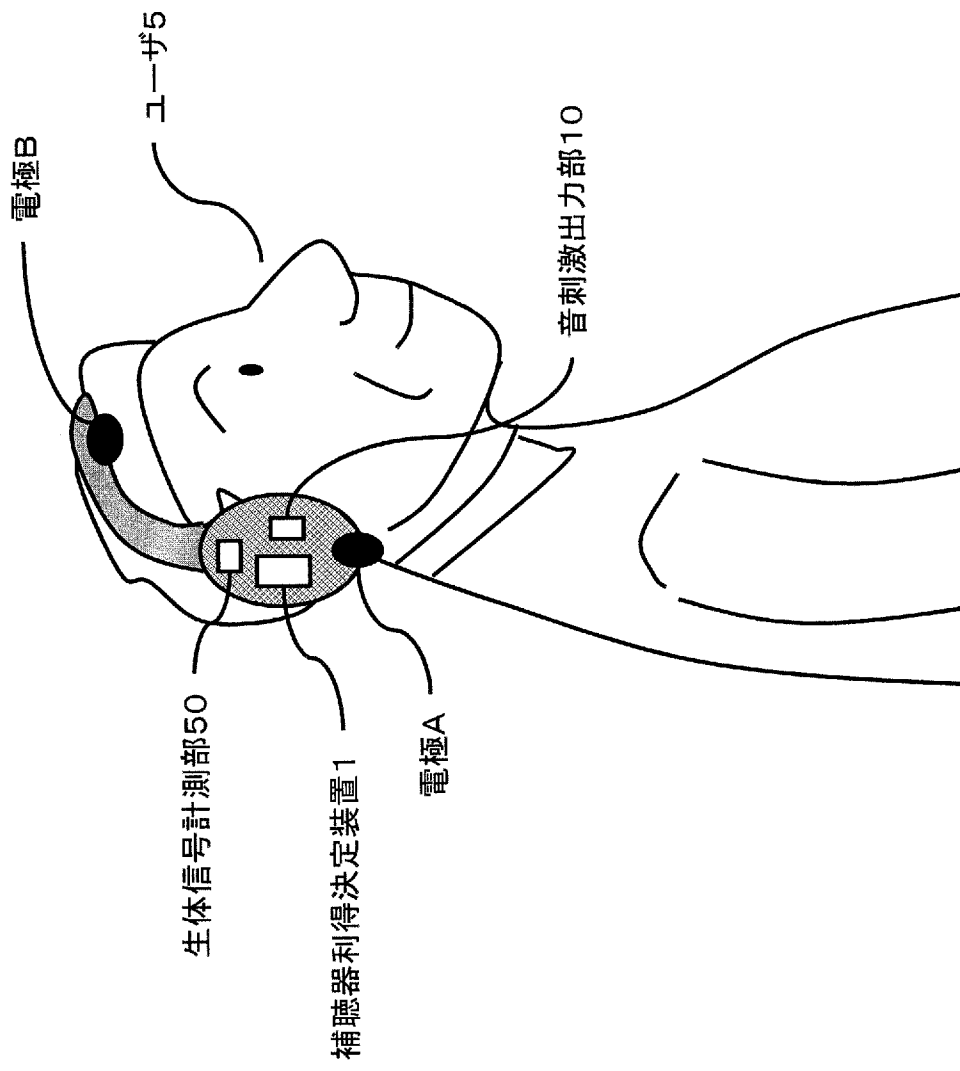
[図7]



[図8]

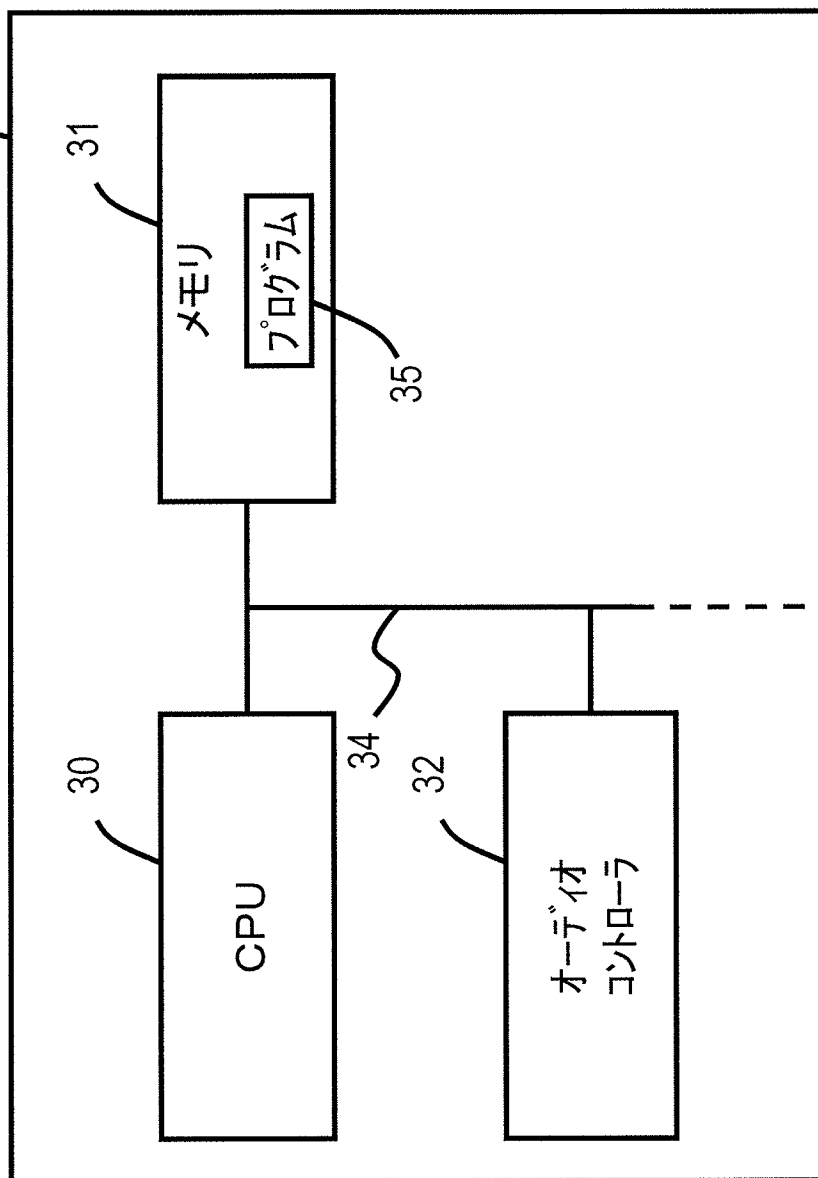


[図9]

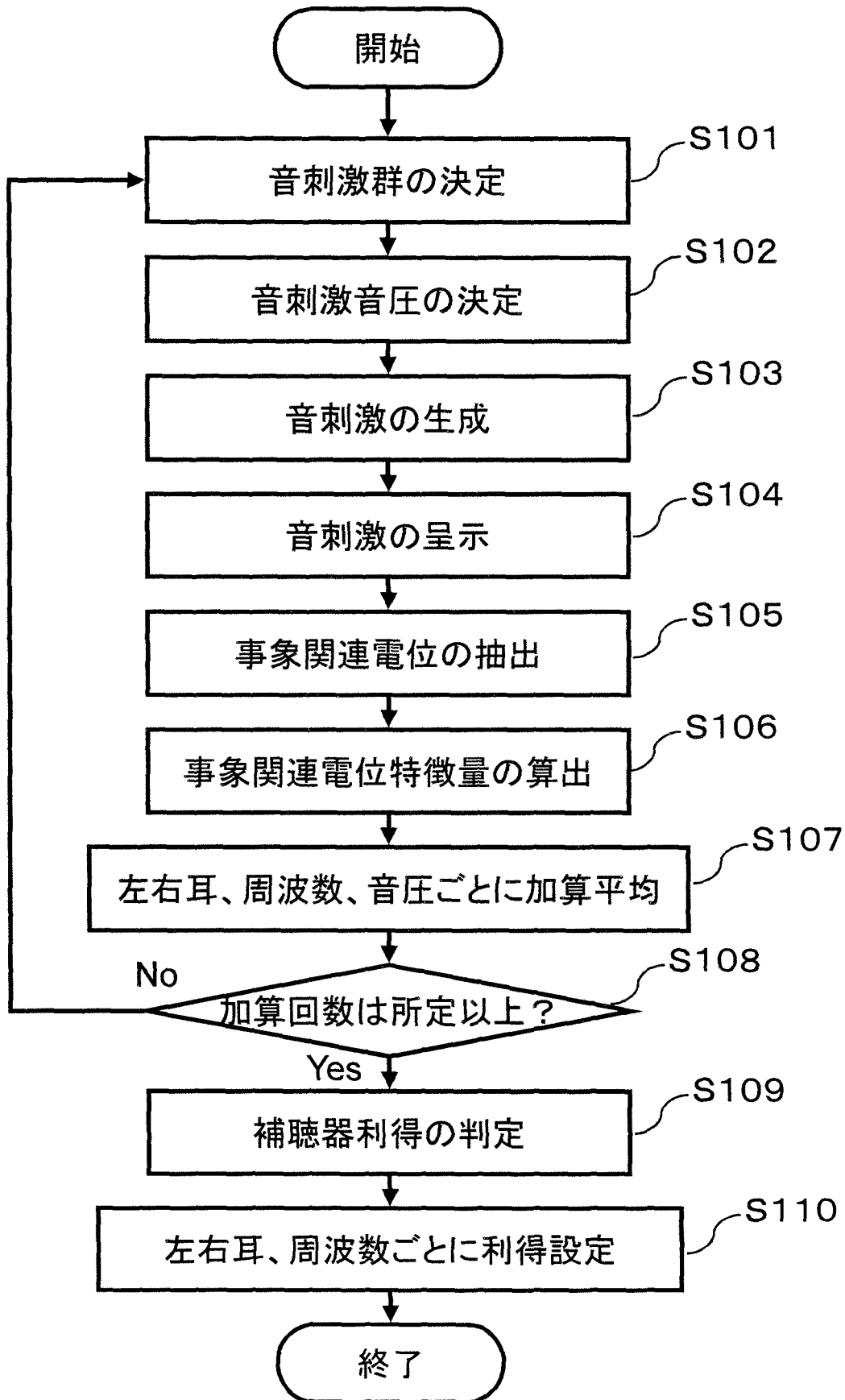


[図10]

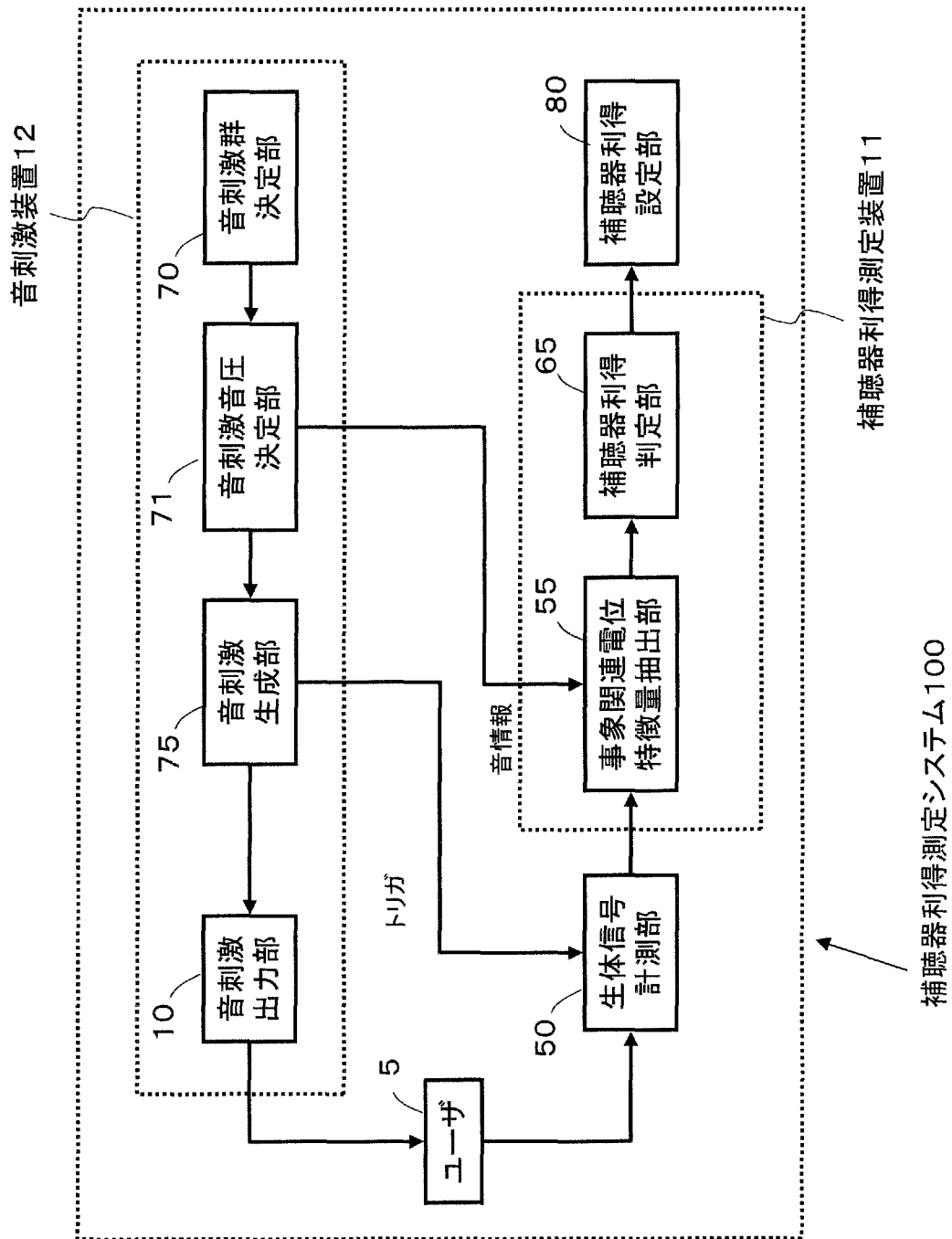
補聴器利得決定装置1



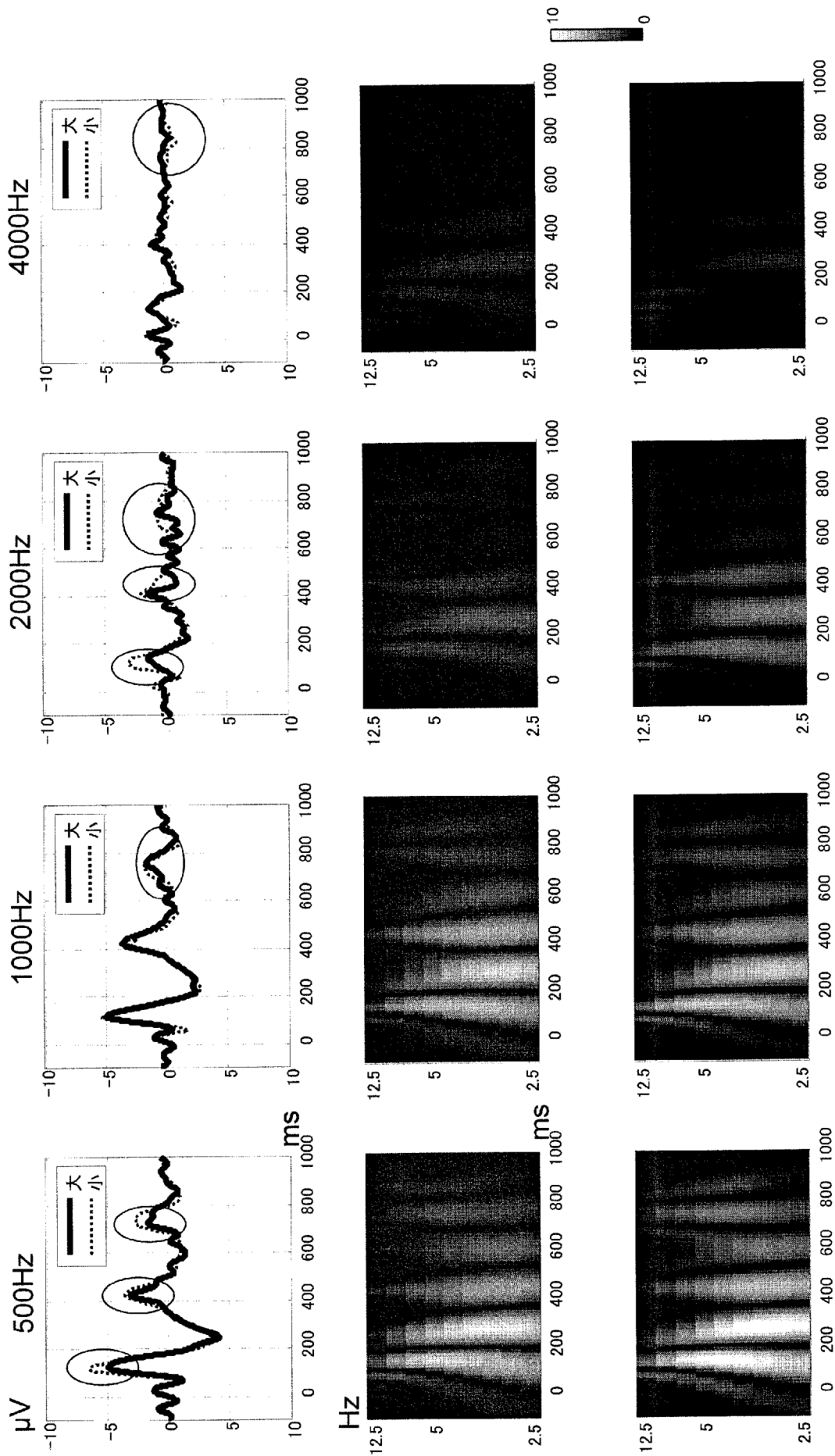
[図11]



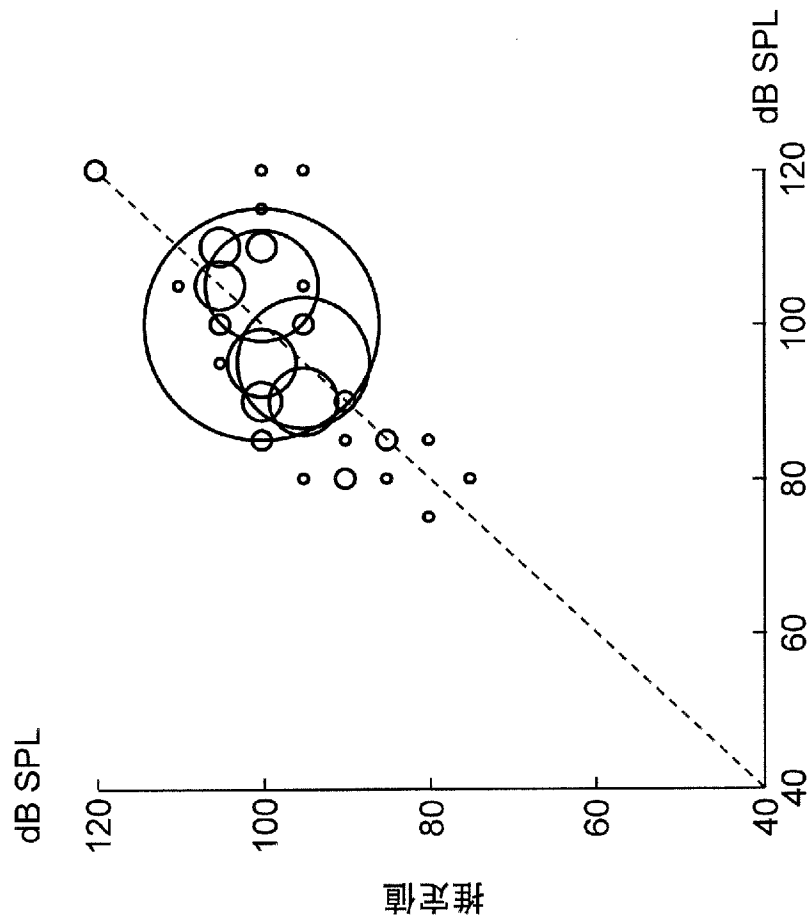
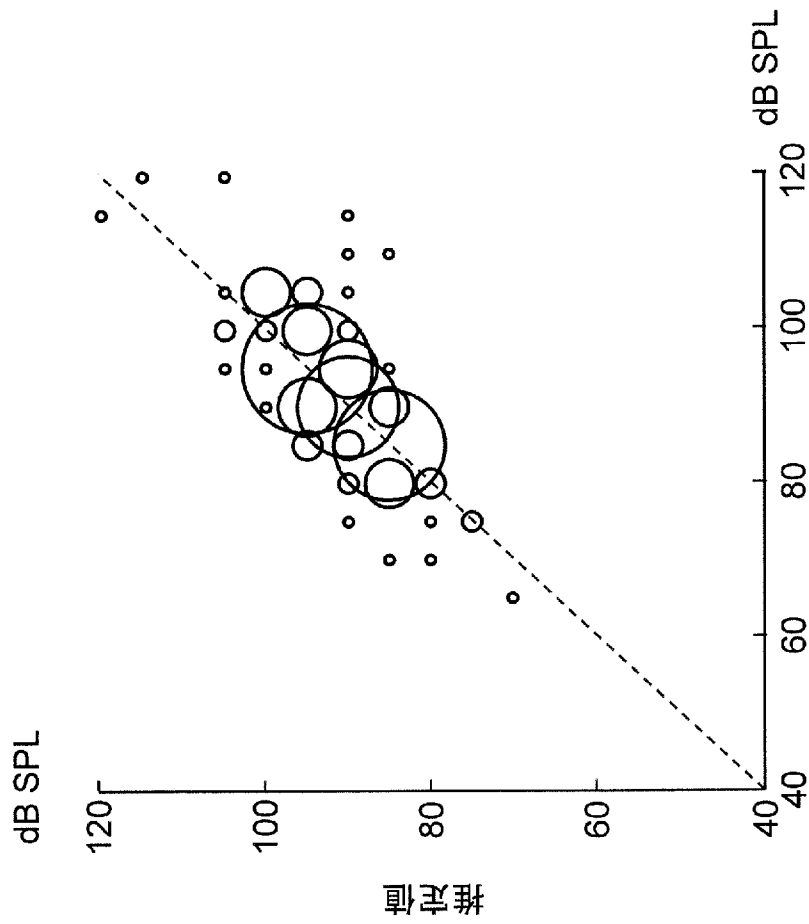
[図12]



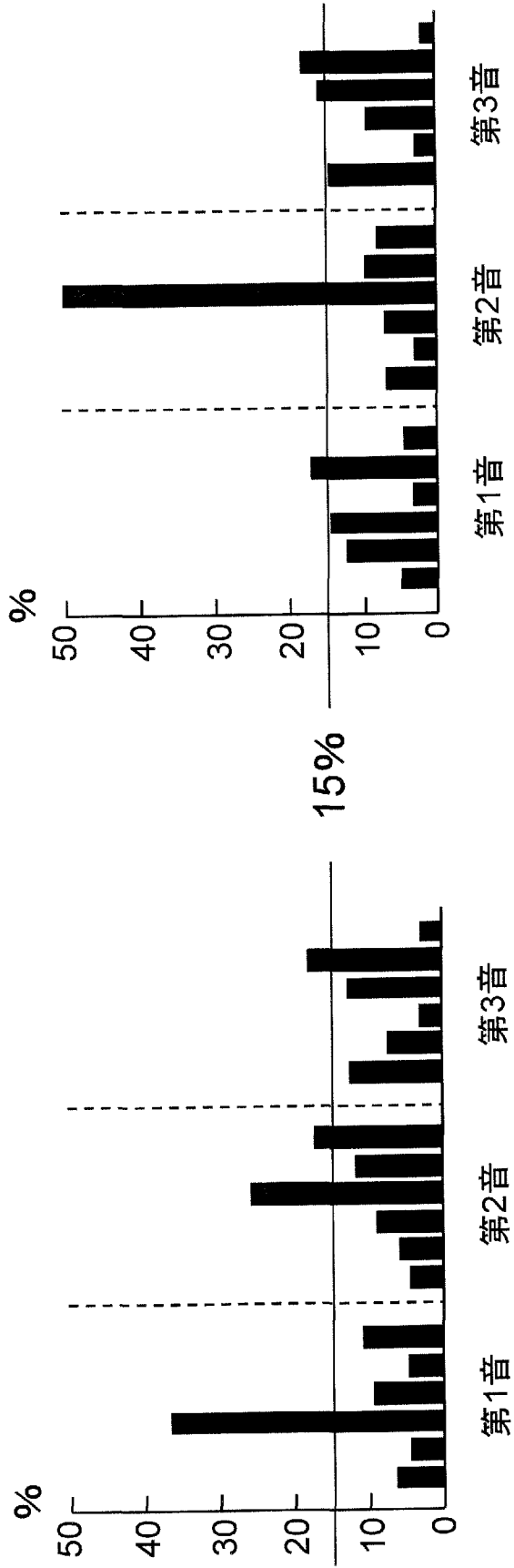
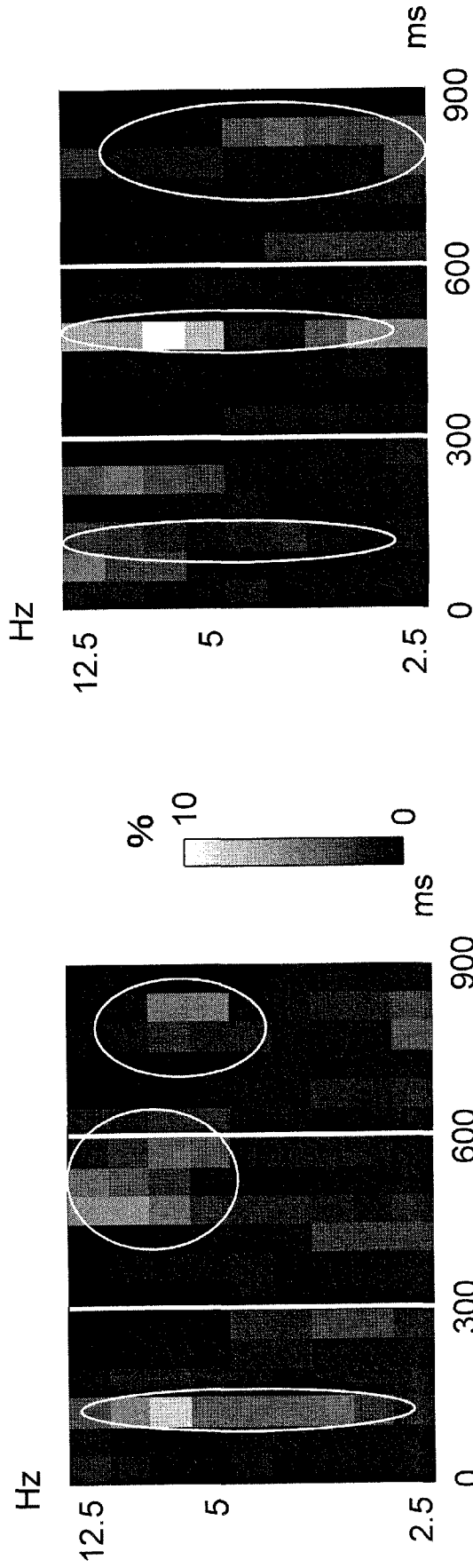
[図13]



[図14]



[図15]



(a) 90dB SPL入力

(b) 80dB SPL入力

第1音 第2音 第3音

第1音 第2音 第3音

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/002287

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

H04R25/00 (2006.01) i, A61B5/0476 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

H04R25/00, A61B5/0476

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2001/087147 A2 (JOHN, Michael, Sasha; PICTON, Terence, W.), 22 November 2001 (22.11.2001), entire text; all drawings & JP 2003-533258 A & JP 4707920 B & JP 2005-296607 A & US 2001/0049480 A1 & US 2004/0064066 A1 & US 2004/0204659 A1 & EP 1284647 A & EP 1541082 A1 & DE 60135741 D & AU 6194601 A & CA 2409825 A & AT 407622 T	1-15
A	WO 2008/038650 A1 (National University Corporation Chiba University), 03 April 2008 (03.04.2008), entire text; all drawings & JP 2012-228525 A & JP 5099453 B	1-15

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 03 June, 2013 (03.06.13)	Date of mailing of the international search report 18 June, 2013 (18.06.13)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer
Facsimile No.	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/002287

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2010-504139 A (Earlogic Korea Inc.), 12 February 2010 (12.02.2010), entire text; all drawings & US 2010/0076338 A1 & EP 2068706 A & WO 2008/035850 A1 & KR 10-2008-0026442 A & CN 101516263 A	1-15
A	WO 2011/001694 A1 (Panasonic Corp.), 06 January 2011 (06.01.2011), entire text; all drawings & JP 4769336 B & US 2011/0188664 A1 & CN 102265335 A	1-15
A	Nobuo ADACHI et al., "Jun'on Pair Shigeki ni Taisuru Yuhatsu Den'i ni Motozuku Fukai On'atsu Level Suitei", Japanese Journal of Clinical Neurophysiology, 01 October 2011 (01.10.2011), vol.39, no.5, page 447	1-15

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))
 Int.Cl. H04R25/00(2006.01)i, A61B5/0476(2006.01)i

B. 調査を行った分野
 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))
 Int.Cl. H04R25/00, A61B5/0476

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの
 日本国実用新案公報 1922-1996年
 日本国公開実用新案公報 1971-2013年
 日本国実用新案登録公報 1996-2013年
 日本国登録実用新案公報 1994-2013年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	WO 2001/087147 A2 (JOHN, Michael, Sasha; PICTON, Terence, W.) 2001.11.22, 全文, 全図 & JP 2003-533258 A & JP 4707920 B & JP 2005-296607 A & US 2001/0049480 A1 & US 2004/0064066 A1 & US 2004/0204659 A1 & EP 1284647 A & EP 1541082 A1 & DE 60135741 D & AU 6194601 A & CA 2409825 A & AT 407622 T	1-15
A	WO 2008/038650 A1 (国立大学法人千葉大学) 2008.04.03, 全文, 全図 & JP 2012-228525 A & JP 5099453 B	1-15

C欄の続きにも文献が列挙されている。 パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー
 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献
 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
 「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日 03.06.2013	国際調査報告の発送日 18.06.2013
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官 (権限のある職員) ▲吉▼澤 雅博 電話番号 03-3581-1101 内線 3591

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2010-504139 A (株式会社イアロジック コリア) 2010.02.12, 全文, 全図 & US 2010/0076338 A1 & EP 2068706 A & WO 2008/035850 A1 & KR 10-2008-0026442 A & CN 101516263 A	1-15
A	WO 2011/001694 A1 (パナソニック株式会社) 2011.01.06, 全文, 全図 & JP 4769336 B & US 2011/0188664 A1 & CN 102265335 A	1-15
A	足立信夫 他, 純音ペア刺激に対する誘発電位に基づく不快音圧レベル推定, 臨床神経生理学, 2011.10.01, 第39巻第5号, p 447	1-15