

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4009660号
(P4009660)

(45) 発行日 平成19年11月21日(2007.11.21)

(24) 登録日 平成19年9月7日(2007.9.7)

(51) Int. Cl.

F I

GO 1 T 1/161 (2006.01)
 A 6 1 B 5/0476 (2006.01)
 A 6 1 B 5/05 (2006.01)
 H O 4 R 1/02 (2006.01)
 H O 4 R 3/00 (2006.01)

GO 1 T 1/161 A
 A 6 1 B 5/04 3 2 O A
 A 6 1 B 5/05 A
 H O 4 R 1/02 1 O 2 Z
 H O 4 R 3/00 3 1 O

請求項の数 20 (全 87 頁)

(21) 出願番号 特願2007-70654 (P2007-70654)
 (22) 出願日 平成19年3月19日(2007.3.19)
 (62) 分割の表示 特願2006-297679 (P2006-297679)
 の分割
 原出願日 平成18年11月1日(2006.11.1)
 (65) 公開番号 特開2007-218921 (P2007-218921A)
 (43) 公開日 平成19年8月30日(2007.8.30)
 審査請求日 平成19年3月19日(2007.3.19)
 (31) 優先権主張番号 特願2005-318590 (P2005-318590)
 (32) 優先日 平成17年11月1日(2005.11.1)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 500439009
 株式会社アクション・リサーチ
 東京都中野区東中野1-53-11パーク
 ハウス東中野
 (74) 代理人 100101454
 弁理士 山田 卓二
 (74) 代理人 100081422
 弁理士 田中 光雄
 (74) 代理人 100125874
 弁理士 川端 純市
 (72) 発明者 大橋 力
 東京都中野区東中野1丁目53番11号
 パークハウス東中野O22 大橋事務所内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】陽電子放射断層撮像装置とそれに用いる振動呈示装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

陽電子放射断層撮像法により計測を行う陽電子放射断層撮像装置において、
 陽電子放射線を検出する検出センサ手段と、
 検出された陽電子放射線の情報を、当該情報に基づいて計数演算する放射線計数演算手
 段に伝送する伝送手段とを備え、

上記検出センサ手段と上記伝送手段とを一体的に形成しかつ生体が移動できるように上
 記生体の頭部に装着固定し、上記生体が非拘束で動ける状態において上記計測を行うこと
 を特徴とする陽電子放射断層撮像装置。

【請求項2】

上記放射線計数演算手段を上記生体から離れた遠隔地点に設置したことを特徴とする請
 求項1記載の陽電子放射断層撮像装置。

【請求項3】

上記検出センサ手段は、上記生体の頭部の頭皮表面電位を検出する第1の検出センサを
 さらに備えたことを特徴とする請求項1又は2記載の陽電子放射断層撮像装置。

【請求項4】

上記検出センサ手段は、上記生体の頭部の脳内磁気分布を検出する第2の検出センサを
 さらに備えたことを特徴とする請求項1乃至3のうちのいずれか1つに記載の陽電子放射
 断層撮像装置。

【請求項5】

10

20

上記検出センサ手段は、可聴域成分を超える周波数成分を含む超高周波振動を上記生体の頭部に対して呈示して印加する振動発生手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちのいずれか 1 つに記載の陽電子放射断層撮像装置。

【請求項 6】

上記検出センサ手段は、上記生体の頭部の解剖学的画像と陽電子断層撮像装置により撮像した画像との位置を対応づけるために所定の微弱放射線を放射する微弱線源をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 乃至 5 のうちのいずれか 1 つに記載の陽電子放射断層撮像装置。

【請求項 7】

請求項 1 乃至 6 のうちのいずれか 1 つに記載の複数の陽電子放射断層撮像装置を用いた陽電子放射断層撮像システムであって、 10

開放された空間において、上記各陽電子放射断層撮像装置をそれぞれ各生体に設け、複数の計測を同時に平行して実行することを特徴とする陽電子放射断層撮像システム。

【請求項 8】

請求項 1 乃至 6 のうちのいずれか 1 つに記載の陽電子放射断層撮像装置、又は請求項 7 記載の陽電子放射断層撮像システムを用いて計測するときに用いる振動呈示装置であって、

振動を生体に対して呈示して印加する少なくとも 1 つの振動印加手段を備えたことを特徴とする振動呈示装置。

【請求項 9】

20

生体の聴覚系により知覚できる可聴範囲内の周波数成分を有する振動を生体の聴覚系に印加する第 1 の振動印加手段と、

生体の聴覚系により知覚できない可聴範囲を超える超高周波成分を有する振動を生体の聴覚系以外の生体構成部位に印加する第 2 の振動印加手段とを備えたことを特徴とする請求項 8 記載の振動呈示装置。

【請求項 10】

上記第 1 の振動印加手段の振動は第 1 の振動源により発生され、

上記第 2 の振動印加手段の振動は上記第 1 の振動源とは異なる第 2 の振動源により発生されることを特徴とする請求項 9 記載の振動呈示装置。

【請求項 11】

30

上記第 1 の振動印加手段によって上記可聴範囲内の周波数成分を有する振動を上記生体の聴覚系に印加しかつ上記第 2 の振動印加手段によって上記可聴範囲を超える超高周波成分を有する振動を上記生体の聴覚系以外の生体構成部位に印加することによって、上記生体の脳幹、視床及び視床下部を含む脳の基幹的機能を担う部位である基幹脳の脳血流を、上記第 1 の振動印加手段及び上記第 2 の振動印加手段により振動を印加しないときに比較して増加させる一方、上記第 1 の振動印加手段によって上記可聴範囲内の周波数成分を有する振動を上記生体の聴覚系に印加しかつ上記第 2 の振動印加手段によって上記可聴範囲を超える超高周波成分を有する振動を上記生体の聴覚系以外の生体構成部位に印加しないときに、上記生体の基幹脳の脳血流が、上記第 1 の振動印加手段及び上記第 2 の振動印加手段により振動を印加しないときに比較して低下することを特徴とする請求項 9 又は 10 記載の振動呈示装置。

40

【請求項 12】

上記第 1 の振動印加手段は複数の生体に対して個別の振動を印加し、かつ、上記第 2 の振動印加手段は複数の生体に対して共通の振動を印加することを特徴とする請求項 9 乃至 11 のうちのいずれか 1 つに記載の振動呈示装置。

【請求項 13】

上記第 2 の振動印加手段は、複数種の振動を同時に印加することを特徴とする請求項 9 乃至 12 のうちのいずれか 1 つに記載の振動呈示装置。

【請求項 14】

上記第 2 の振動印加手段は、屋内外建造物、乗り物、携帯機器、装身具、装着物、衣服 50

、寝具、家具、什器、内装品、飲食物、塗布物、体内への注入物、体内への挿入物、体内への投与物、体内への嚥下物、又は身体埋設物に設けられたことを特徴とする請求項 9 乃至 13 のうちのいずれか 1 つに記載の振動呈示装置。

【請求項 15】

上記第 2 の振動印加手段は、上記生体に対して、所定の媒体を介して間接的に又は直接的に振動を印加することを特徴とする請求項 9 乃至 14 のうちのいずれか 1 つに記載の振動呈示装置。

【請求項 16】

上記第 1 の振動源と上記第 2 の振動源の少なくとも一方は、記憶装置に蓄えられ、あるいは無線回線又は有線回線により外部から受信したデータ又は信号に基づいて振動を発生することを特徴とする請求項 9 乃至 15 のうちいずれかに記載の振動呈示装置。

10

【請求項 17】

上記第 1 の振動印加手段及び第 2 の振動印加手段によって印加される振動をそれぞれ検出し、検出された可聴域周波数成分及び超高周波振動成分の構造を解析して、当該解析結果を出力する検出解析手段と、

上記解析結果に基づいて、上記生体の基幹脳の脳血流が低下する危険度を判定して、当該判定結果に基づいて警報を出力し又は上記第 1 及び第 2 の振動印加手段を制御する第 1 の制御手段とをさらに備えたことを特徴とする請求項 9 乃至 16 のうちのいずれか 1 つに記載の振動呈示装置。

【請求項 18】

20

上記第 1 の振動印加手段及び上記第 2 の振動印加手段によって生体に印加される振動に応答する、上記生体の応答反応を計測する計測手段と、

上記計測手段により計測された応答反応を解析して当該解析結果を出力する解析手段と、

上記解析結果に基づいて、上記生体の基幹脳の脳血流が低下する危険度を判定して、当該判定結果に基づいて警報を出力し又は上記第 1 及び第 2 の振動印加手段を制御する第 2 の制御手段とをさらに備えたことを特徴とする請求項 9 乃至 17 のうちのいずれか 1 つに記載の振動呈示装置。

【請求項 19】

上記第 1 の振動印加手段は、上記可聴範囲を超える超高周波成分を有する振動の少なくとも一部の成分をさらに発生して生体に印加することによって、上記第 2 の振動印加手段に不具合が生じたときに、上記生体の基幹脳の脳血流が低下する危険を回避することを特徴とする請求項 9 乃至 18 のうちのいずれか 1 つに記載の振動呈示装置。

30

【請求項 20】

上記第 2 の振動印加手段は、上記可聴範囲内の周波数範囲を有する周波数成分の少なくとも一部の成分をさらに発生することによって、上記第 2 の振動印加手段に不具合が生じたことを聴感で認知させ、それによって上記生体の基幹脳の脳血流が低下する危険を回避することを特徴とする請求項 9 乃至 19 のうちのいずれか 1 つに記載の振動呈示装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【0001】

本発明は、血液中に導入した微量の放射性物質から放出される放射線を信号として検出して、当該検出された信号に基づいて人間の脳基幹部の活動を計測する陽電子放射断層撮像装置とそれに用いる振動呈示装置に関する。

【背景技術】

【0002】

人間の「こころ」のはたらきについての科学的な研究において、情動や感性の拠点となる脳基幹部の活動を高い精度と分解能で計測する技術が研究手段として重要不可欠である。研究や医療の目的で人間の内臓や全身の組織の活動を計測する従来の技術として、血液中に導入した微量の放射性物質が出す放射線を利用する方式の一群があり、その中でも比

50

較的最近開発された陽電子放射断層撮像法 (Positron Emission Computed Tomography: PET) を用いた計測装置 (以下、PET 計測装置という。) は、目的とする内臓や組織全体の情報が従来にない高い精度と空間分解能で同時に得られるため、上記の脳研究の要請に適合するものとして、近年多くの研究機関に導入されている。

【0003】

PET 計測装置においては、放射性核種生成装置 (サイクロトロン) によって陽電子を放出する性質をもつ放射性元素を造り、自動合成装置に導入して計測目的に応じた各種の放射性物質を合成し、それを注射 (自動装置による場合がある) や吸入によって被験者の血液中に導入する。被験者は、計測装置と一体化したベッドに横臥して、センサが配置された円筒状の空洞に身体を入れる。被験者の血液の流れによって移動する放射性物質が体内各所で放出する放射線を、計測装置のセンサが捕捉し計数する。こうして得た放射性物質の分布データをコンピュータ処理によって画像化する。空間分解能はミリメートル水準で、身体を一辺数ミリメートルの直方体に区切った小領域毎の情報を同時に得ることができる。脳機能計測では通常、放射性の水 (H_2^{15}O) を用いて脳内の分布を計測し、そこから脳の領域毎の血流量を計算する。脳領域局所の血流量と神経活動は相関することがわかっているため、血流量データから脳の領域毎の神経活動の活発さを知ることができる。こうして、研究の目的に応じて被験者に様々な状態をつくりだし、あるいは課題を行なわせて、その条件毎に計測した脳血流データを比較分析することによって、「こころ」の様々なはたらきや状態が脳のどの領域の活動とどのように関係しているかを知ることができる。なお、この技術は、人間以外の動物 (実例のある範囲ではサルなど) にも適用されている。

【0004】

図3は、従来例に係るPET 計測装置10を備えたPET 計測室1において、信号発生装置15により発生されたハイパーソニック・サウンド (詳細後述) をスーパーツイータS1及びフルレンジスピーカS2を用いてPET 計測装置10のベッド11上の被験者12に印加している状態を示す。ここで、PET 計測装置10のベッド支持部10b上で被験者12が載置されたベッド11が、PET 計測装置10の奥行き方向に移動可能に構成され、例えば被験者の頭部12AがPET 計測装置10により計測される。

【0005】

図4は、従来例に係るPET 計測装置20の装置構成を示す概略ブロック図である。図4において、PET 計測装置20の概略中央部に検出リング21が設けられ、それを取り囲む形で、装置本体電源制御モジュール22と、検出器電源モジュール23と、放射線計数演算モジュール24a、24bと、捕捉放射線量経過時間ディスプレイ24cと、演算モジュール電源25a、25bと、操作パネル26a、26bと、電源スイッチ27と、装置本体制御ボードラック28と、装置本体傾斜制御モータ29と、駆動モータ30と、校正用線源装填機構30Aと、校正用線源周回モータ31と、冷却気給気ファン41と、ファンモータ41mとが設けられる。ここで、PET 計測装置20の外部から冷却気が、ファンモータ41mにより駆動された冷却気給気ファン41によりその内部に導入され、当該装置20の検出リング21等の各部がそれにより冷却された後、温排気として外部に排出される。以上により、空冷式のPET 計測装置20を構成している。

【0006】

図5は図4のPET 計測装置20の機能ユニットの構成を示すブロック図である。図5において、検出リング21は、多数の放射線検出素子が環状に配列されて一層をなし、それが多数積み重なった構造を有し、放射性同位元素を含む検査薬を導入した被験者の身体を検出リング21の中央に設けられた空洞に挿入し、被験者の体内から放出される放射線を捕捉検出する。また、放射線計数演算モジュール24a、24bは、検出リング21の放射線検出素子群から個々の放射線検出毎に送出される電気信号を受信して集約し、放射線検出量を計数して捕捉放射線量を計算するとともに、検出素子の位置と検出タイミングの情報を組み合わせた演算を実行して、放射線源の二次元又は三次元の位置を求める。演算データを、放射性同位元素の濃度分布を計算し画像データ化するデータ画像演算コンピ

10

20

30

40

50

ュータ 35 に送出する。

【0007】

なお、他のモジュールの機能は以下の通りである。演算モジュール電源 25a, 25b は放射線計数演算モジュール 24a, 24b に必要な電源を供給する。放射線捕捉数及び経過時間ディスプレイ 24c は検出リング 21 によって放射線の検出を開始した時点からの経過時間と、捕捉された放射線量を表示する。放射線遮蔽板駆動モータ 32 は、PET 計測装置 20 による放射線画像撮像には 2 つのモードがあり、その切換に対応して検出リングの放射線検出素子群の各層間に放射線遮蔽板を挿入し又は抽出する機構を有しており、それを駆動するためのモータである。操作パネル 26a, 26b は、PET 計測装置 20 本体及び被験者支持用ベッド 11 を制御することを操作するための操作部であり、操作 10
パネル 26a, 26b を介して、計測の開始と停止、ベッドの移動、調整などを含む、あらゆる操作を指示し、また、非常緊急停止用の電源遮断スイッチを含む。電源スイッチ 27 は PET 計測装置 20 への電源をオン/オフするために用いる。装置本体制御ボードラック 28 は、PET 計測装置 20 本体を制御する電子計算機などの制御装置及びそれを保持するためのラックである。検出器電源モジュール 23 は、放射線を捕捉検出する検出リングに電源を供給するためのモジュールである。装置本体傾斜制御モータ 29 は、撮像目的に応じて被験者の身体長軸に対して検出リング 21 の長軸を傾斜させる場合に、PET 計測装置 20 本体を傾斜させるために駆動するモータである。装置本体電源制御モジュール 22 は PET 計測装置 20 本体及び被験者支持用ベッド 12 の全体の電力供給を制御するとともに、専用の電源モジュールを備えた主要モジュール以外の各種モジュールに電源 20
を供給するためのモジュールである。

【0008】

また、PET 計測装置 20 による放射線画像撮像に際しては、被験者の体内で発生した放射線が検出リング 21 の放射線検出素子に到達するまでの間に通過する身体組織によって吸収され減弱する度合いについて、被験者毎に校正を行う必要がある。校正用線源周回駆動モータ 31 は、この目的のために、一定の強度をもった放射線を放出する校正用線源を、被験者の身体のまわりに周回させるためのモータである。校正用線源装填機構 30A 及びその駆動モータ 30 は、放射線を遮蔽する材質でできた格納用の函から上記の校正用線源を取り出して担子に装填し校正時の周回軌道に設置するため、また、校正終了後は校正用線源を回収し格納するために設けられる自動機構及びそれを駆動するモータである。 30

【0009】

【特許文献 1】特開 2005 - 106562 号公報。

【特許文献 2】特開平 9 - 311610 号公報。

【特許文献 3】特開 2003 - 223174 号公報。

【特許文献 4】特開 2003 - 032768 号公報。

【非特許文献 1】Abbott, J.G. et al., "Rationale and derivation of MI and TI--a review", Ultrasound in Medical Biology, Vol. 25, pp. 431-41, 1999.

【非特許文献 2】Alenghat, F.J. et al., "Mechanotransduction: all signals point to cytoskeleton, matrix, and integrins", Science's Signal Transduction Knowledge Environment, Vol. 2002, pp. PE6, 2002. 40

【非特許文献 3】Cullari, S. et al., "Music preferences and perception of loudness", Perceptual and Motor Skills, Vol. 68, pp. 186, 1989.

【非特許文献 4】Douglas, P.R. et al., "Coding of information about tactile stimuli by neurones of the cuneate nucleus", Journal of Physiology, Vol. 285, pp. 493-513, 1978.

【非特許文献 5】Duffy, F.H. et al., "Brain electrical activity mapping (BEAM): a method for extending the clinical utility of EEG and evoked potential data", Annals of Neurology, Vol. 5, pp. 309-321, 1979.

【非特許文献 6】Durrant, J.D. et al., "Bases of hearing science", Hagerstown, Lippincott Williams & Wilkins, 1977. 50

【非特許文献 7】Goldman, R.I. et al., "Simultaneous EEG and fMRI of the alpha rhythm", Neuroreport, Vol. 13, pp. 2487-2492, 2002.

【非特許文献 8】Kanzaki, M. et al., "Molecular identification of a eukaryotic, stretch-activated nonselective cation channel", Science, Vol. 285, pp. 882-886, 1999.

【非特許文献 9】Lenhardt, M.L. et al., "Human ultrasonic speech perception", Science, Vol. 253, pp. 82-85, 1991.

【非特許文献 10】Muraoka, T. et al., "Sampling-frequency considerations in digital audio", Journal of Audio Engineering Society, Vol. 26, pp. 252-256, 1978.

【非特許文献 11】Nakamura, S. et al., "Electroencephalographic evaluation of the hypersonic effect", Society for Neuroscience Abstract, pp. 752-814, 2004. 10

【非特許文献 12】Namba, S. et al., "Method of Psychological Measurement for Hearing Research (in Japanese)", Colona Publishing, in Tokyo Japan, 1988.

【非特許文献 13】Oohashi, T. et al., "Multidisciplinary study on the hypersonic effect", in Inter-areal coupling of human brain function, Shibasaki, H. et al. (Editors), Elsevier Science, Amsterdam. Netherlands, pp. 27-42, 2001.

【非特許文献 14】Oohashi, T. et al., "High-frequency sound above the audible range affects brain electric activity and sound perception", in Proceedings of 91st Audio Engineering Society convention, New York, U.S.A., Audio Engineering Society, 1991. 20

【非特許文献 15】Oohashi, T. et al., "Inaudible high-frequency sounds affect brain activity: hypersonic effect", Journal of Neurophysiology, Vol. 83, pp. 3548-3558, June 2000.

【非特許文献 16】Plenge, G. H. et al., "Which bandwidth is necessary for optimal sound transmission", in Proceedings of 62nd Audio Engineering Society convention, Brussels, Audio Engineering Society, 1979.

【非特許文献 17】Role, L.W. et al., "The brain stem: Cranial nerve nuclei and the monoaminergic systems", in Principle of Neural Science, Kandel, E.R. et al. (Editors), Appleton & Lange, Connecticut, U.S.A., pp. 869-883, 1991.

【非特許文献 18】Sadato, N. et al., "Neural networks for generation and suppression of alpha rhythm: a PET study", Neuroreport, Vol. 9, pp. 893-897, 1988. 30

【非特許文献 19】Salek-Haddadi, A. et al., "Studying spontaneous EEG activity with fMRI. Brain Research", Brain Research Reviews, Vol. 43, pp. 110-33, 2003.

【非特許文献 20】Snow, W.B., "Audible frequency ranges of music, speech and noise", Journal of Acoustic Society of America, Vol. 3, pp. 155-166, 1931.

【非特許文献 21】Thompson, J.G., et al., "The psychobiology of emotions", New York, Plenum Press. pp. 24-42, 1988.

【非特許文献 22】Ueno, S. et al., "Topographic display of slow wave types of EEG abnormality in patients with brain lesions", Iyoudenshi To Seitai Kogaku (Medical Electronics and Biological Engineering), Vol. 14, pp. 118-124, 1976. 40

【非特許文献 23】Wegel, R.L., "The physical examination of hearing and binaural aids for deaf", Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America, Vol. 8, pp. 155-160, 1922.

【非特許文献 24】Yagi, R. et al., "A method for behavioral evaluation of the "hypersonic effect", Acoustic Science and Technology, Vol. 24, pp. 197-200, 2003.

【非特許文献 25】Yagi, R. et al., "Modulatory effect of inaudible high-frequency sounds on human acoustic perception", Neuroscience Letters, Vol. 351, pp. 191-195, 2003.

【非特許文献 26】Yagi, R. et al., "Auditory Display for Deep Brain Activation: 50

Hypersonic Effect ” , in The 8th International Conference on Auditory Display 2002, Kyoto, 2002.

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 0 】

本発明者らは、可聴域上限を超える超高周波成分を豊富に含む非定常な音であるハイパーソニック・サウンドにより、視床、視床下部及び脳幹を含む脳基幹部の血流量を増大させるとともにその指標である脳波 α 波パワーを高め、ストレスを減じ、自律神経系、内分泌系及び免疫系の活動を適正にし、音を快く美しく感受させ、音聴取行動を強め、心身の状態を総合的に改善向上させる効果（以下、ハイパーソニック・エフェクトという。）を発見した（例えば、非特許文献 2 及び 3 参照。）。ここで、ハイパーソニック・サウンドは、可聴周波数範囲を超える所定の最大周波数（例えば、150 kHz）までの第 1 の周波数範囲の周波数を有しかつ 10 kHz（又は 20 kHz）を超える第 2 の周波数範囲において 1 秒ないし 1 / 10 秒以内のミクロな時間領域においてゆらぎが存在し、当該周波数成分（以下、超高周波成分（HFC）という。これに対して、概ね 20 kHz 未満の周波数成分を可聴域成分（LFC）という。）において当該ミクロな時間領域で変化する非定常である音である。

【 0 0 1 1 】

さらに、本発明者らは、このハイパーソニック・エフェクトを導く超高周波振動の作用は、気導聴覚系ではなく皮膚表面を介して体内に伝達され、脳・神経系に働きかけて効果を発揮することを発見した。図 6 はその実験結果であって、図 6（a）はハイパーソニック・サウンドのうちの可聴域音をスピーカにより被験者に印加する一方、その超高周波振動をスピーカにより被験者に印加する場合において、可聴域音 + 超高周波振動を提示するときと可聴域音のみを提示するときの脳波 α 2 ポテンシャルの違いを示すグラフであり、図 6（b）はハイパーソニック・サウンドのうちの可聴域音をヘッドホンにより被験者に印加する一方、その超高周波振動をスピーカにより被験者に印加する場合において、可聴域音 + 超高周波振動を提示するときと可聴域音のみを提示するときの脳波 α 2 ポテンシャルの違いを示すグラフであり、図 6（c）はハイパーソニック・サウンドのうちの可聴域音をヘッドホンにより被験者に印加する一方、その超高周波振動をヘッドホンにより被験者に印加する場合において、可聴域音 + 超高周波振動を提示するときと可聴域音のみを提示するときの脳波 α 2 ポテンシャルの違いを示すグラフである。

【 0 0 1 2 】

図 6（a）及び（b）から明らかなように、超高周波振動をスピーカから再生した場合、可聴域音のみを単独で呈示した場合に比べて可聴域音と超高周波振動とを同時に呈示した場合に脳波 α 2 ポテンシャルが増強し、すなわちハイパーソニック・エフェクトの発現が確認されるが、図 6（c）から明らかなように、可聴域音と超高周波振動との双方をヘッドホンから再生する呈示条件の場合は、ハイパーソニック・エフェクトは発現しないことを発見した。

【 0 0 1 3 】

ハイパーソニック・エフェクトに関連する脳領域を調べるために PET 計測装置 20 による脳機能計測を行うにあたって、本発明者らは上記の知見に基づいて、既存の PET 計測装置 20 がこの目的に不適合な以下のような性質を備えていることを認識した。

【 0 0 1 4 】

（1）装置自体が、装置通電中に常時作動する冷却系を含む諸機構（冷却器や空冷ファンなど）から、可聴域上限を 2 倍～4 倍以上を上回る超広帯域性の振動ノイズ、すなわちハイパーソニック・エフェクトを発生させる可能性のある超高周波振動を、高い音圧レベルで発生している。そのノイズのパワーは、計測時にハイパーソニック・エフェクトを発生させる目的をもって被験者に呈示される超高周波振動を、特定周波数に限っていえば、しばしば 10～20 dB 以上超え、それが空气中に伝播し、あるいはベッド等を介して被験者の皮膚表面に到達する。すなわち、PET 計測装置 20 自体に由来するこれらの強い超

10

20

30

40

50

高周波振動によって計測空間が汚染され、その刺激によって、実験条件としては超高周波振動を呈示していないのに騒音成分として装置由来の強い超高周波振動が入力され、脳には期待しないハイパーソニック・エフェクトが誤って導かれることになる。これにより、研究上必要な超高周波振動の存在状態と脳活性との関係を調べる計測は、明瞭な結果が得られない。

【 0 0 1 5 】

(2) 被験者が身体を入れる計測装置中央の円筒状空洞が深く被験者の身体がこの円筒構造に包み込まれるために、被験者に呈示された音波がこの円筒構造で遮られ、頭部を含む上半身の超高周波振動受容機構が分布する身体表面に直接届くことが困難となっている。また、被験者に圧迫感などの心理的バイアスを生じ、視野が限定されるなど、快適性を損なうことによる「こころ」の計測に対する不利も無視できない。

10

【 0 0 1 6 】

またさらに、PET計測装置20において上述の実験において最適であり、ハイパーソニック・サウンドを被験者などの人間に簡便にかつ効果的に印加するための電子機器も必要であり、上述の阻害要因を取り除いて、目的に適った計測を可能にする新しい技術と装置の開発が必要である。

【 0 0 1 7 】

本発明の目的は以上の問題点を解決し、ハイパーソニック・サウンドを被験者に印加するときにより改善された実験結果を得ることができるPET計測装置と、それに用いる振動呈示装置を提供することにある。

20

【 0 0 1 8 】

また、本発明の別の目的は、PET計測装置20に適用されない場合においても適用可能であって、ハイパーソニック・サウンドを被験者などの人間に対して簡便にかつ効果的に印加するための振動呈示装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 9 】

第1の発明に係る陽電子放射断層撮像装置は、本体筐体内に設けられかつ所定の軸方向の長さ及び所定の開口径を有する本体筐体内の検出センサ部を用いて、被験者を支持体上に載置しかつ上記被験者を上記検出センサ部の開口部内に移動させて、陽電子放射断層撮像法により計測を行う陽電子放射断層撮像装置において、

30

上記本体筐体を振動絶縁材料により被覆することにより、当該装置からの騒音振動を低減する騒音低減手段を備えたことを特徴とする。

【 0 0 2 0 】

上記陽電子放射断層撮像装置において、上記検出センサ部は上記軸方向の長さに比較して短くかつ上記開口部は上記開口径に比較して大きくなるように形成したことを特徴とする。

【 0 0 2 1 】

また、上記陽電子放射断層撮像装置において、上記支持体は、被験者の体位を変化可能に支持する屈曲型シートであることを特徴とする。

【 0 0 2 2 】

40

さらに、上記陽電子放射断層撮像装置において、上記本体筐体を所定の角度で傾斜する装置傾斜機構をさらに備えたことを特徴とする。

【 0 0 2 3 】

第2の発明に係る陽電子放射断層撮像装置は、陽電子放射断層撮像法により計測を行う陽電子放射断層撮像装置において、

陽電子放射線を検出する検出センサ手段と、

検出された陽電子放射線の情報を、当該情報に基づいて計数演算する放射線計数演算手段に伝送する伝送手段とを備え、

上記検出センサ手段と上記伝送手段とを一体的に形成しかつ生体の頭部に装着固定したことを特徴とする。

50

【0024】

上記陽電子放射断層撮像装置において、上記放射線計数演算手段を上記生体から離れた遠隔地点に設置したことを特徴とする。

【0025】

また、上記陽電子放射断層撮像装置において、上記検出センサ手段は、上記生体の頭部の頭皮表面電位を検出する第1の検出センサをさらに備えたことを特徴とする。

【0026】

さらに、上記陽電子放射断層撮像装置において、上記検出センサ手段は、上記生体の頭部の脳内磁気分布を検出する第2の検出センサをさらに備えたことを特徴とする。

【0027】

またさらに、上記陽電子放射断層撮像装置において、上記検出センサ手段は、可聴域成分を超える周波数成分を含む超高周波振動を上記生体の頭部に対して呈示して印加する振動発生手段をさらに備えたことを特徴とする。

【0028】

ここで、上記陽電子放射断層撮像装置において、上記検出センサ手段は、上記生体の頭部の解剖学的画像と陽電子断層撮像装置により撮像した画像との位置を対応づけるために所定の微弱放射線を放射する微弱線源をさらに備えたことを特徴とする。

【0029】

第3の発明に係る陽電子放射断層撮像システムは、上記の複数の陽電子放射断層撮像装置を用いた陽電子放射断層撮像システムであって、

開放された空間において、上記各陽電子放射断層撮像装置をそれぞれ各生体に設け、複数の計測を同時に平行して実行することを特徴とする。

【0030】

第4の発明に係る振動呈示装置は、上記陽電子放射断層撮像装置又はシステムを用いて計測するときに用いる振動呈示装置であって、

可聴域成分を超える周波数成分を含む超高周波振動を上記生体に対して呈示して印加する少なくとも1つの振動印加手段を備えたことを特徴とする。

【0031】

上記振動呈示装置において、上記振動印加手段は、上記生体の体表面全体又は部分、もしくはその他の生体構成部位のうちの少なくとも1つの生体構成部位に対して振動を印加することを特徴とする。

【0032】

また、上記振動呈示装置において、上記振動印加手段は、携帯機器、装身具、装着物、衣服、寝具、家具、什器、内装品、飲食物、塗布物、体内への注入物、挿入物、投与物、嚥下物、又は埋設物に設けられたことを特徴とする。

【0033】

さらに、上記振動呈示装置において、上記振動印加手段は、上記超高周波振動を、上記生体に対して、所定の媒体を介して間接的に、もしくは直接的に印加することを特徴とする。

【0034】

またさらに、上記振動呈示装置において、複数の生体の聴覚系に互いに異なる可聴域周波数成分を印加する成分印加手段をさらに備え、

上記振動印加手段は上記超高周波振動を複数の生体の聴覚系以外の生体構成部位に共通の振動として呈示して印加することを特徴とする。

【0035】

また、上記振動呈示装置において、可聴範囲内の周波数範囲を有する周波数成分を生体の聴覚系に印加する成分印加手段を備え、

上記振動印加手段は、可聴範囲外の超高周波成分を含む周波数範囲を有する振動を生体の聴覚系以外の生体構成部位に印加することによって、生体の基幹脳の脳血流を増加させる一方、上記可聴範囲外の超高周波成分を含む周波数範囲を有する振動を生体の聴覚系以

10

20

30

40

50

外の生体構成部位に印加しない場合は、生体の基幹脳の脳血流が低下することを特徴とする。

【0036】

さらに、上記振動呈示装置において、上記振動印加手段によって印加される超高周波振動及び上記成分印加手段によって印加される周波数成分を検出し、検出された超高周波振動及び周波数成分の構造を解析して、当該解析結果を出力する検出解析手段と、

上記解析結果に基づいて、上記生体の基幹脳の脳血流が低下する危険度を判定して、当該判定結果に基づいて、警報を出力し又は上記振動印加手段を制御する制御手段とをさらに備えたことを特徴とする。

【0037】

またさらに、上記振動呈示装置において、上記振動印加手段によって印加される超高周波振動及び上記成分印加手段によって印加される周波数成分にตอบสนองして上記生体の応答反応を計測する計測手段と、

上記計測手段により計測された応答反応を解析して当該解析結果を出力する解析手段と、

上記解析データに基づいて、上記生体の基幹脳の脳血流が低下する危険度を判定して、判定結果に基づいて、当該判定結果に基づいて、警報を出力し又は上記振動印加手段を制御する制御手段とをさらに備えたことを特徴とする。

【0038】

また、上記振動呈示装置において、上記成分印加手段は、上記超高周波振動の少なくとも一部の成分をさらに発生して上記生体に印加することを特徴とする。

【0039】

さらに、上記振動呈示装置において、上記振動印加手段は、上記可聴範囲内の周波数範囲を有する周波数成分の少なくとも一部の成分をさらに発生して上記生体に印加することを特徴とする。

【発明の効果】

【0040】

従って、第1の発明に係る陽電子放射断層撮像装置によれば、本体筐体内に設けられかつ所定の軸方向の長さ及び所定の開口径を有する本体筐体内の検出センサ部を用いて、被験者を支持体上に載置しかつ上記被験者を上記検出センサ部の開口部内に移動させて、陽電子放射断層撮像法により計測を行う陽電子放射断層撮像装置において、上記本体筐体を振動絶縁材料により被覆することにより、当該装置からの騒音振動を低減する騒音低減手段を備える。具体的には、上記検出センサ部は上記軸方向の長さに比較して短くかつ上記開口部は上記開口径に比較して大きくなるように形成する。それ故、上記陽電子放射断層撮像装置の動作中における騒音やノイズを大幅に低減することができ、当該装置からの騒音振動の被験者への伝達を抑制することができる。また、被験者の頭部及び身体に呈示情報が到達しやすい開放的な構造を確保する手段を提供することができ、上記検出センサ部の大きさを上述のように構成することによって、呈示される直進性の強い超高周波振動や光情報を被験者の頭部を含む身体表面の広い範囲にじかに到達させることができ、ハイパーソニック・サウンドを被験者に印加するときにより改善された実験結果を得ることができる。

【0041】

また、第2の発明に係る陽電子放射断層撮像装置によれば、陽電子放射線を検出する検出センサ手段と、検出された陽電子放射線の情報を、当該情報に基づいて計数演算する放射線計数演算手段に伝送する伝送手段とを備え、上記検出センサ手段と上記伝送手段とを一体的に形成しかつ被験者の頭部に装着固定する。さらに、上記放射線計数演算手段を被験者から離れた遠隔地点に設置し、検出信号を無線又は十分に細い有線で伝送する。それ故、被験者が移動しても計測が妨げられず、非拘束状態で脳活動の計測が可能になり、心的ストレスを大幅に軽減し、頭部の微動により計測に誤差が出ることを防ぎ、計測精度を大幅に改善させることができる。また、上記陽電子放射断層撮像装置の動作中における放

10

20

30

40

50

射線係数演算装置が発する騒音や振動ノイズの被験者への伝達を抑制することができる。また装置が被験者の身体を覆う面積が狭い範囲に限られるため、呈示情報を被験者の身体表面の広い範囲に到達させることができ、ハイパーソニック・サウンドを被験者に印加するときにより改善された実験結果を得ることができる。さらに、上記検出センサ手段と上記伝送手段とを一体的に形成したヘルメット状の帽子などに、頭皮表面電位の検出センサ、又は脳内磁気分布の検出センサを同時に装着することを可能とする。またさらに、上記検出センサ手段と上記伝送手段とを一体的に形成したヘルメット状の帽子などに同時に振動呈示装置を装着することによって、装置に覆われた頭部にも振動を印加することを可能とし、振動伝達が妨げられる部位をほとんど皆無にすることができる。これらによって、振動の存在状態と脳活性との関係についての計測精度を大幅に改善させることができる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0042】

以下、本発明に係る実施形態について図面を参照して説明する。なお、以下の各実施形態において、同様の構成要素については同一の符号を付している。

【0043】

第1の実施形態。

図1は本発明の第1の実施形態に係るPET計測装置10Aを備えたPET計測室1において、信号発生装置15からのハイパーソニック・サウンドをスーパーツィータS1及びフルレンジスピーカS2を用いてPET計測装置10Aのベッド11上の被験者12に印加している状態を示す概略図である。

20

【0044】

図1において、PET計測室1内に、第1の実施形態に係るPET計測装置10Aが載置されている。PET計測装置10Aは、図3の従来例に比較して、ベッド11の移動方向（すなわち、装置の奥行き方向）の長さを短くするとともに、PET計測装置10Aの筐体の外面を振動絶縁材料10aにより被覆し、さらに、ベッド12の下側裏面を振動絶縁部材11aで形成したことを特徴としている。信号発生装置15により発生されるハイパーソニック・サウンドのうちの例えば20kHzを超える超高周波振動音をスーパーツィータS1を介して、ベッド11上の被験者12（特に、その頭部12A）に印加するとともに、例えば20kHz未満の可聴域成分又は低周波成分（LFC）の音をフルレンジスピーカS2を介してベッド11上の被験者12（特に、その頭部12A）に印加する。この状態で、ベッド11は被験者12の頭部12AがPET計測装置10Aの検出リング内に位置するように移動される。第1の実施形態では、装置の奥行きを従来例に比較して短くするとともに、検出リングの開口部を従来例に比較して大きくすることにより、各スピーカS1、S2から放射されるハイパーソニック・サウンドが被験者の頭部12Aに直接に印加される。また、被験者の頭部12A乃至上半身が装置10Aによって覆われる度合いを十分に小さくすることができる。

30

【0045】

第1の実施形態において、振動絶縁材料10aや振動絶縁部材11a（以下、振動絶縁材料等という。）を用いて（登録商標）本体筐体を被覆し、内部振動が外部に漏れることを防止している。振動絶縁材料等は遮音制振のための材料であり、最低限求められる条件は以下の2点である。ここで、各条件に適合すると考えられる材料候補をあわせて示す。

40

（1）騒音振動を十分に遮断抑制する性能。材料候補は、発泡ポリウレタン樹脂、発泡ポリプロピレン樹脂、発泡フェノール樹脂など。これらのうち発泡ポリウレタンなど柔軟な材料は被験者の身体に接触し支持するマットなどの部分に、発泡ポリプロピレンや発泡フェノールなど硬度を有する材料（乗用車などの衝撃吸収部品の心材などに用いられる）は装置本体の被殻に用いることが考えられる。後者は空気層を挟む2層構造に成形することによって、遮音性をさらに高めることが考えられる。

（2）信号となるガンマ線を透過し、かつそれによって劣化しないこと。材料候補は、フタル酸ポリエチレン樹脂（PET）、耐ガンマ線加工ポリ塩化ビニル樹脂などである。ガンマ線は放射線の中で最も透過力が高いので、その透過を阻むことによって計測装置の目

50

的の妨げとなる材料は少ない。耐ガンマ線性能にすぐれた材料で遮音制振材を被覆又はコーティングすることによって、装置部品の耐用年数を長くすることができると考えられる。

【 0 0 4 6 】

次いで、振動絶縁材料等の装着を中心に、P E T計測装置の構造の詳細について以下に説明する。P E T計測装置は、計測装置本体と被験者支持装置の2部分に分けられており、装置本体中央には被験者の身体を収める円筒形の空洞があり、それを囲んで放射線検出器群の検出器リングがリング状の配列をとって装置内部に内蔵されている。本実施形態では、装置本体の表面は、装置から発生する騒音振動が被験者に伝播するのを抑止するための振動絶縁材料10a等で全面的に覆われるものとする(図1参照。)。なお、このとき

10

【 0 0 4 7 】

被験者支持装置であるベッド11は、被験者と接触する面の全面が振動絶縁部材11aで覆われるものとする(図1参照。)。これは発泡ウレタン樹脂を心材とする柔軟なマット兼用のものとしてもよい。また、ベッド11の形態調整用モータから発生する騒音振動の伝播を抑止するため、このモータの周囲を振動絶縁部材10aで取り囲む構造とする。モータの放熱は、例えば水冷式とすることによって確保することが好ましい。

20

【 0 0 4 8 】

図2は本発明の第1の実施形態の変形例に係るP E T計測装置10Aを備えたP E T計測室1において、信号発生装置15からのハイパーソニック・サウンドをスーパーツイータS1及びフルレンジスピーカS2を用いてP E T計測装置10Aの屈曲型シート13上の被験者12に印加している状態を示す概略図である。図2の変形例では、図1の第1の実施形態に比較して、被験者支持用ベッド11に代えて、その表面に振動絶縁部材13aで被覆してなる屈曲型シート13を用いたこと、さらに、当該装置10Aの本体筐体を、スピーカS1、S2からのハイパーソニック・サウンドが被験者の頭部12Aに直接に印加できるように、所定の角度で傾斜する装置傾斜機構10cをさらに備えたことを特徴とする。被験者12は屈曲型シート13に座った状態でP E T計測装置20の計測を行うこと

30

【 0 0 4 9 】

以上のように構成された第1の実施形態とその変形例では、図3の従来例に比較して、以下のように創意工夫したことを特徴としている。

(1) 振動絶縁材料10a及び振動絶縁部材13aを用いて装置を被覆したので、P E T計測装置自体から発生し被験者に伝わる音及び振動が無視できる程度に小さい(理想的にはゼロの)音圧レベルであるように構成したこと(以下、特徴1という。)

40

(2) 装置の奥行きを従来例に比較して短くするとともに、検出リングの開口部を従来例に比較して大きくしたので、被験者の頭部12Aを含む身体表面が計測情報空間に対して開放され、計測のために呈示される音・光などの物理現象が何物にも遮られることなく直接被験者に到達するように構成したこと(以下、特徴2という。)

(3) 第1の実施形態に変形例のごとく、屈曲型シート13を用いることにより、被験者12に努力・忍耐・苦痛を強いることなく被験者の身体を立位・座位・臥位を含む多様な(理想的には人間がとりうるすべての)体位をとらせた状態で支持できるとともに、それらの体位をとらせた被験者12に対して計測することを可能にする(以下、特徴3という。)

50

【 0 0 5 0 】

特徴 1 に係る、装置自体からの騒音振動の発生を抑制する手段について以下に説明する。従来例に係る P E T 計測装置 2 0 を構成して騒音振動を発生しうる機構などのうち、計測データ収集中に動作して感性計測の障害となりうる最も主要なものは、冷却装置系である。P E T 計測装置は、それ自体がシンチレータ電子回路を含む大規模な要素の集積であるため、多量の熱を生じる。そこで回路保護と正常動作維持のために、冷却を必要とする。その目的上、冷却系は計測時を含め少なくとも装置通電中は常時作動が必要となる。従来一般的な冷却方式は、送風機を使った単純な空冷式、あるいは冷却器と送風機との組み合わせであり、コンプレッサーやファンが騒音振動の発生源となる。これを例えば、詳細後述する第 2 の実施形態のような水冷式にすると、ノイズを大幅に低下させることができ、さらに半導体サーモを使用する電子回路方式とすれば、モータやポンプを必要としないため騒音振動の高度な排除が見込まれる。なお、騒音振動を発生しないという目的を達することができれば、上記の方式に限らない。冷却装置系以外に、計測前に行なわれ計測データの画像化に必要な被験者毎に固有の放射線透過特性データの収集の際に動作するキャリアレーション関連装置系、計測の目的や状況に応じて計測装置と被験者の位置と姿勢及び両者の位置関係を調整するための計測装置姿勢・ベッド位置調整系などは、モータなど機械動作を行う機構を含むため、騒音振動の発生源となりうる。これらは通常、計測中には動作せず待機状態にあるが、これらの装置から待機状態で発生する微小な騒音振動も脳基幹部活性計測においては障害となりうるため、同様に抑制することが必要である。

10

【 0 0 5 1 】

20

次いで、特徴 2 に係る計測装置からの騒音振動の被験者への伝達を抑制する手段について以下に説明する。計測装置自体が騒音振動を発生したとしても、遮音材・振動吸収材等を適切に用いて、騒音振動が装置から空気中に放出され、あるいは装置を伝播して被験者に到達する経路を遮断することによって、騒音振動の被験者への伝達を抑制することができる。

【 0 0 5 2 】

さらに、特徴 3 に係る、被験者の頭部及び身体に呈示情報が到達しやすい開放的な構造を確保する手段について以下に説明する。P E T 計測装置において、脳を含む身体全体をスキャン可能にするために、被験者を収める検出器リングのセンサ部の空洞は体軸方向に長く深い筒状の構造をとり、直進性の強い超高周波振動を豊富に含む呈示音や光情報が十分に被験者の身体に到達するのを妨げるものになっている。本実施形態では、計測装置を脳専用とすることによってセンサ部の厚みを脳をカバーする範囲に留めた薄型の構造にする。あわせて、開口部の内径を従来例に比較してできるだけ大きくするように構成することによって、呈示される直進性の強い超高周波振動や光情報を被験者の頭部を含む身体表面の広い範囲にじかに到達させることができる。

30

【 0 0 5 3 】

なお、本発明者らは、図 1 の実施形態に係る P E T 計測装置 1 0 A を用いてハイパーソニック・サウンドの印加計測実験を行ったが、その実験結果を後述する実施例 2 において説明する。

【 0 0 5 4 】

40

第 2 の実施形態 .

図 7 は本発明の第 2 の実施形態に係る P E T 計測装置 2 0 A の概略ブロック図である。図 4 の従来例に係る P E T 計測装置 2 0 においては、装置本体及び被験者支持装置であるベッドの全体の中で、計測中も常時稼動するモータ及びファンは、装置本体内の空冷用冷却気給気ファン 4 1 とそれを駆動するファンモータ 4 2 のみである。これらのモータ 4 2 及びファン 4 1 の回転と、それによって生じる空気の乱流が、計測中に装置から発生する騒音振動の主要な源となると考えられる。

【 0 0 5 5 】

第 2 の実施形態に係る P E T 計測装置 2 0 A は、従来例における騒音振動源に対応して、計測装置本体の構造を大きく変更せず実現できる対策をとった装置であり、以下のよ

50

うに構成したことを特徴としている。計測装置本体の冷却気給気ファン４２を風切音の少ないファン形状とし、その駆動モータ４２ｍを静音設計のモータとする。計測装置本体筐体外側の内面を、給排気口を除いてすべて振動絶縁材料４４で覆う。振動絶縁材料４４で覆ったダクトである冷却気導入管５１及び温排気管５２を計測室外から装置本体の給排気口に配管して給排気し、冷却系の気流を計測室内の空気から完全に遮断し、気流から発生する騒音振動が計測室内に放出されにくいようにしている。以上のように構成された第１の空冷式のＰＥＴ計測装置２０Ａによれば、装置本体で発生する振動を外部に伝達することを実質的に防止することができ、従来例に比較して当該振動を実質的に大幅に低減できる。

【００５６】

図８は本発明の第２の実施形態の第１の変形例に係るＰＥＴ計測装置２０Ｂの概略ブロック図である。図８において、図７のＰＥＴ計測装置２０Ｂに加えて、以下の対策を施す。計測装置本体内部にダクト４６を配管して冷却気の流路を囲い、乱流から発生する振動が装置本体の筐体外側に伝播しにくいようにする。ダクト４６内には整流板４７を配置して乱流の発生を抑える。冷却気給気ファン４５及びそのモータ４５ｍを計測装置本体深部に配置し、これらから発生する騒音振動が装置外に漏出しにくいようにする。計測装置本体の筐体外側を、空気層を挟む二重構造で厚くかつ剛性の高い剛性部材４８で形成し、装置内で発生した騒音振動が装置外に伝播しにくいようにする。以上のように構成された第２の空冷式のＰＥＴ計測装置２０Ｂによれば、第１の空冷式のＰＥＴ計測装置２０Ａに比較してさらに、装置本体で発生する振動を外部に伝達することを実質的に防止することができ、従来例に比較して当該振動を実質的に大幅に低減できる。

【００５７】

図９は本発明の第２の実施形態の第２の変形例に係るＰＥＴ計測装置２０Ｃの概略ブロック図である。第２の実施形態の第２の変形例では、上述の空冷式の装置から、空冷用のファン４２、４５及びファンモータ４２ｍ、４５ｍを設けず、積極的な冷却を要するモジュールについては、その電子回路から発生する熱を、ペルチェ素子を用いた電子的冷却によって取り除き、さらに、各モジュールに冷却水管６４を配管して、屋外の放熱器６０からポンプ６２、熱交換器６１及びポンプ６３を介して冷却水管６４に冷却水を環流させ、熱を温配水管６５を介して装置外に排出する。ここで、装置内及び計測室内の冷却水の流れの制御にバルブ６６が必要な場合は、電磁式バルブなど、騒音振動を発生しにくいバルブ６６を用いることが好ましい。計測装置本体の筐体外側を、空気層を挟む二重構造で厚く剛性の高い剛性部材４８で形成し、その内面をすべて振動絶縁材料４４で被覆して、装置内で発生した騒音振動が装置外に伝播しにくいようにする。冷却水環流の原動力を発生するポンプ６２、６３は静音設計のポンプを用いることが好ましい。騒音振動抑制を確実にするため計測室外に配置してもよい。以上のように構成された水冷式のＰＥＴ計測装置２０Ｃによれば、空冷式のＰＥＴ計測装置２０Ａ、２０Ｂに比較してさらに、装置本体で発生する振動を外部に伝達することを実質的に防止することができ、従来例に比較して当該振動を実質的に大幅に低減できる。

【００５８】

第１と第２の実施形態による利用分野。

第１と第２の実施形態に係るＰＥＴ計測装置による利用分野は、ハイパーソニック・サウンドを用いた脳機能に関する研究に限らず、以下の種々の研究などに利用することができる。

（１）脳科学研究：例えば、感性脳機能研究、認知脳機能研究、心理生理学研究、感覚生理学研究など。

（２）人間に対する外部からの各種の働きかけに関する評価（商品評価など）：

<情報の印加> 音楽、映像、ＴＶ番組、各種演芸、学習教材、各種リラクゼーション技法など。

<物質の印加> 食品、飲料、調味料、香料、酒、タバコ、化粧品など。

<エネルギーの印加> 空調、温熱治療、鍼灸など。

(3) 人間の自覚的な各種の認知的活動に関する評価(学習訓練ビジネスなど)。具体的には、例えば、各種の知的訓練、瞑想など。

(4) 薬物の脳内動態の評価(薬剤の研究開発):例えば、血液/脳組織分布動態、受容体結合/解離動態など。

(5) 健康状態の評価:脳ドックにおける利用など。

(6) こどもの発育発達の評価:脳発達検診など。

(7) 能力の評価:“脳力”診断(脳の情報処理能力測定)など。

(8) 疾病の診断・臨床研究:脳神経疾患、脳血管疾患、精神疾患、頭頸部・頭蓋内腫瘍、内分泌疾患、頭頸部・頭蓋内に生じるその他の疾患など。

【0059】

10

第3の実施形態.

第3の実施形態では、可聴域上限を超える音声信号を収録した記録媒体から信号を超高周波空気振動に変換して再生する信号再生装置について説明する。

【0060】

第3の実施形態においては、公共施設、商業施設、公共交通機関など、不特定多数の人々が集合する空間に可聴域上限を超える超高周波空気振動を印加し、これとその空間の利用者が携行する携帯型音楽プレイヤーやその空間に設置されたバックグラウンド・ミュージック等の音呈示装置等からの可聴域の音とが統合されることによって、その聴取者においてハイパーソニック・エフェクトを効果的に実現する。ここで、「ハイパーソニック・エフェクト」とは、上述のように、可聴域上限を超える超高周波成分を豊富に含む非定常な音(ハイパーソニック・サウンド)により、視床・視床下部・脳幹を含む脳基幹部の血流量を増大させるとともにその指標である脳波 α 波パワーを高め、ストレスを減じ、自律神経系・内分泌系・免疫系の活動を適正にし、音を快く美しく感受させ、音聴取行動を強め、心身の状態を総合的に改善向上させる効果をいう。

20

【0061】

本実施形態は、公共空間及び各種施設、交通機関などにおいて多数の人々が利用する空間を対象として空気振動を呈示する信号再生装置に関する。

【0062】

現代都市の音環境は、従来、産業機械や交通機関に由来する騒音に著しく覆われ、人間に強い不快感とストレスを導き、心身の健康を損なう原因となりうるものである。この状況に対して、従来、社会的技術的に2通りの方向の対応が並行して図られてきた。

30

(1) 第1は、騒音の発生源における抑制及び伝達経路における遮断である。この対応は高度な成果をあげているが、その結果として主に屋内空間に出現した無音に近い音環境は、やはり人間に強い不快感とストレスを導くことが認識されている。

(2) 第2は、音の主に心理的な効果に注目して、有効性の高い音を積極的に供給することによって、人間に生じる不快感とストレスの抑制を図るものである(第1の対応によって生じた無音空間への対応ともなる)。この目的で使用される音の種類としては、主に音楽が選択される。公共空間や各種施設において多数の人々が利用する空間においては、各種の音楽をバックグラウンド・ミュージック(以下、BGMという。)として呈示することが広く行なわれ、音環境の改善に一定の効果をあげている。

40

【0063】

しかしながら、BGMは現在、都市の様々な空間に氾濫し、その聴取が不特定多数の人々に強制されるという新たな音環境問題の源となっている。この新たな状況に対し、同時期に発展した娯楽・観賞のための音楽を提供する音楽産業とメディア技術を背景に、携帯型音楽プレイヤーを利用することによってBGMの限界を回避し“聴きたい音楽(だけ)を聴きたいときに(だけ)聴く”人々が増加している。ところが、本発明者らの研究によって、従来技術の枠内にあってBGMを聴取する人々と携帯型音楽プレイヤーで音楽を聴取する人々との両方に共通して、聴取する音の周波数成分に由来する問題が存在することが明らかになった。

【0064】

50

第1に、本発明者らは、音の可聴域成分のみを被験者に呈示して聴取させた場合には、音を呈示しない場合に比較して脳幹及び視床の活性が低下することを実験によって明らかにし（例えば、非特許文献15参照。そして、非特許文献15から転載の図10参照。）ここで、図10は非特許文献15において開示された実験結果であって、図10（a）は被験者の脳幹に対して種々の周波数成分の音を印加したときの脳血流量を示すグラフであり、図10（b）は被験者の視床に対して種々の周波数成分の音を印加したときの脳血流量を示すグラフである。そして、上記実験結果によって心身の健康に負の影響が生じる可能性を示した。従来のBGM、携帯型音楽プレイヤーによって送出される音は一般的に可聴域内に限定されており、これらによる音楽の聴取を続けた場合、心身の健康が損なわれるおそれが否定できない。

10

【0065】

すなわち、可聴域に限られた音を聴取することに起因するBGM等の聴取者及び携帯型音楽プレイヤー等の利用者に対する負の健康影響を回避するためには、呈示する音の周波数成分に注目した新しい技術の開発が必要である。

【0066】

上記課題を解決するための手段を詳しく検討するために、本発明者らは、人間の可聴域上限を超える超高周波帯域におよぶ超広帯域音を再生可能なスピーカ及びヘッドホンを用いて、ハイパーソニック・サウンドの可聴域成分と超高周波成分とを様々な組み合わせで独立に再生呈示してハイパーソニック・エフェクトの発現状態を検討する実験を行い、次のような結果を得た。

20

【0067】

まず、ハイパーソニック・サウンドを構成する可聴域音と超高周波振動との双方をスピーカから再生する呈示条件で実験した。その結果、可聴域音のみを単独で呈示した場合に比べて可聴域音と超高周波振動とを同時に呈示した場合に脳波 α 2ポテンシャルが増強し、すなわちハイパーソニック・エフェクトの発現が確認された（図6（a）参照。）。次に、可聴域音をヘッドホン再生に変更し、超高周波振動をスピーカから再生する呈示条件で同様の実験を行ったところ、この場合も同様にハイパーソニック・エフェクトが発現した（図6（b）参照。）。しかしながら、可聴域音と超高周波振動との双方をヘッドホンから再生する呈示条件の場合は、ハイパーソニック・エフェクトは発現しなかった（図6（c）参照。）。

30

【0068】

これらの結果は、可聴域音をスピーカから聴取している場合（BGMに相当）とヘッドホンから聴取している場合（携帯型音楽プレイヤーに相当）の双方において超高周波振動をスピーカから聴取者に印加した場合にハイパーソニック・エフェクトを導くことが可能であること、ただし超高周波振動をヘッドホンから聴取者の気導聴覚系に限定して印加した場合にはそれが不可能であることを示唆している。

【0069】

そこで、これらの知見に基づいて、上記課題を解決するために、本実施形態では、既存BGMや携帯型音楽プレイヤーで再生されるものを含む音楽や環境音（の可聴域成分）と組み合わせられた際に聴取者にハイパーソニック・エフェクトを導く有効性が確認された超高周波振動、又はそのことが合理的にできる超高周波振動を生成する音声信号を記録装置あるいは記録媒体に収録し、この記録装置あるいは記録媒体から超高周波音声信号を再生して空気振動に変換し呈示することを特徴とする。

40

【0070】

なお、本発明者らの実験において、被験者に可聴域音を呈示せず超高周波振動のみを呈示しても脳基幹部の血流に変化はみられないことから（例えば、非特許文献4及び図10参照。）、BGMや携帯型音楽プレイヤーからの音楽等を聴取していない人に対して本実施形態に係る信号再生装置から超高周波振動のみを印加した場合に心身に影響がおよぶ懸念はなく安全であると考えられる。

【0071】

50

次いで、本実施形態に係る具体的な実施例について以下に説明する。図 1 1 は、第 3 の実施形態に係る信号記録再生装置又は記録媒体に収録される音声信号の F F T 周波数パワースペクトルの一例を示す。音声信号の内容は、ハイパーソニック・エフェクトを導く超高周波成分として実績のある信号（ハイパーソニック・サウンド）か、あるいはそれらを組み合わせたものである。例えば、熱帯雨林の自然環境音、民族楽器音、ポリフォニー、高周波シンセサイザーなどの超高周波成分を用いる。

【 0 0 7 2 】

図 1 2 は本発明の第 3 の実施形態に係る信号再生装置の構成を示すブロック図である。図 1 2 において、ハイパーソニック・サウンドの入力信号は、音声信号増幅器 7 0 に入力されて電力増幅された後、増幅されたハイパーソニック・サウンドがスピーカ 7 1 から放射される。ここで、ハイパーソニック・サウンドは、超高周波空気振動を含む。

10

【 0 0 7 3 】

図 1 3 は本発明の第 3 の実施形態の第 1 の変形例に係る信号記録再生装置の構成を示すブロック図である。図 1 3 において、ハイパーソニック・サウンドの電気信号は、C D - R O M などの記録媒体又はメモリに予め記録された後、記録されたその電気信号が音声信号記録再生装置 7 2 により再生される。次いで、再生されたハイパーソニック・サウンドの電気信号は音声信号増幅器 7 0 に入力されて電力増幅された後、増幅されたハイパーソニック・サウンドがスピーカ 7 1 から放射される。ここで、ハイパーソニック・サウンドは、超高周波空気振動を含む。

【 0 0 7 4 】

20

図 1 4 は本発明の第 3 の実施形態の第 2 の変形例に係る信号記録再生装置の構成を示すブロック図である。図 1 4 において、ハイパーソニック・サウンドの電気信号は、C D - R O M などの記録媒体又はメモリに予め記録された後、記録されたその電気信号が音声信号記録再生装置 7 2 により再生され、再生されたハイパーソニック・サウンドの電気信号は再生音特性調整器 7 6 に入力される。一方、可聴域音特性計測器 7 5 は、被験者の周囲環境中に存在する可聴域音をマイクロホン 7 4 によって収集し、収集した可聴域音を A / D 変換し、変換されたデジタル信号データに基づいて、その周波数スペクトル、パワー、ゆらぎなどの音響構造に関する解析データを F F T や M E M などの手法を用いて解析し、得られた音響構造に関する解析データを再生音特性調整器 7 6 に出力する。再生音特性調整器 7 6 は、可聴域音の音響構造に関する解析データにあわせて、予め記録されたハイパーソニック・サウンドの信号データが最適の状態ですぐ超高周波空気振動として再生されるように再生音の特性を調整し、調整後の信号データを音声信号増幅器 7 0 に出力する。音声信号増幅器 7 0 は入力される信号データを D / A 変換した後電力増幅してスピーカ 7 1 を介して出力して放射する。ここで、ハイパーソニック・サウンドは、超高周波振動を含むので、スピーカ 7 1 から出力される音や振動も超高周波空気振動を含み、上述のように最適に調整される。

30

【 0 0 7 5 】

さらに、再生音特性調整器 7 6 は、例えば、可聴域音特性計測器 7 5 により計測された可聴域音のパワーと一定の比率をなして増減するように超高周波振動の再生レベルを調整する。図 4 5 は発明者らによるハイパーソニック・サウンドに関する実験結果であって、ハイパーソニック・サウンド中の超高周波成分を増強した場合のハイパーソニック・エフェクトの度合いの変化を示し、脳波 α 波ポテンシャルの後頭部の 5 電極の平均値 (α - E E G) を示すグラフである。また、図 4 6 は、発明者らによるハイパーソニック・サウンドに関する実験結果であって、ハイパーソニック・サウンド中の超高周波成分を増強した場合のハイパーソニック・エフェクトの度合いの変化を示し、調節行動の結果の可聴音聴取音量を示すグラフである。従って、本発明者らによる実験結果（図 4 5 及び図 4 6 ）によれば、ハイパーソニック・サウンド中の超高周波成分を増減するとそれに合わせてハイパーソニック・エフェクトの度合いも増減することが明らかになっている。そこで、超高周波振動のパワーを最も効果的な水準に調整して再生することが好ましい。また、可聴域音特性計測器 7 5 を用いて計測した可聴域音の周波数スペクトル構造やゆらぎ構造に対し

40

50

て適合性が高い状態に超高周波の周波数スペクトルをイコライズし、あるいはゆらぎ構造を強調又は抑制してもよい。

【 0 0 7 6 】

図 1 4 の信号記録再生装置においては、超高周波成分をスピーカ 7 1 を介して被験者の実質的な全身に放射するように構成しているが、ハイパーソニック・サウンドのうちの可聴域成分をイヤホンを通じて被験者の聴覚のみに印加するように構成してもよい。これについては、後述する図 2 0 の信号記録再生装置にも適用できる。

【 0 0 7 7 】

図 1 5 は本発明の第 3 の実施形態の第 1 の実施例に係る信号記録再生システムの構成を示すブロック図である。図 1 5 において、例えば図 1 3 の音声信号記録再生装置 7 2 からの超高周波音声信号を音声信号増幅器 7 0 を介してスピーカ 7 1 から超高周波空気振動として呈示している空間において、利用者 8 1 が携行する携帯型音楽プレイヤー 8 1 p で好みの音楽を聴取する場合を示す。本実施例において、耳からの可聴域音と身体表面からの超高周波振動との組み合わせによって導かれるハイパーソニック・エフェクトによって、利用者 8 1 は装置に新たな投資をすることなく自分の好みの音楽を聴きながら、よりよい音質を享受し、また可聴域成分のみを聴取した場合に懸念される健康への悪影響を回避することができる。さらに、本実施例において呈示される超高周波振動は知覚されないので、この空間に可聴域音を呈示する図 1 6 の B G M 再生装置 7 7 等を設置しない場合、携帯型音楽プレイヤー 8 1 p 等を使用しない滞在者 8 2 にはその空間は背景騒音と区別なく感じられ、従来の B G M に伴う強制聴取状況を解消することができる。

【 0 0 7 8 】

図 1 6 は本発明の第 3 の実施形態の第 2 の実施例に係る信号記録再生システムの構成を示すブロック図である。図 1 6 において、例えば図 1 3 の音声信号記録再生装置 7 2 からの超高周波音声信号を音声信号増幅器 7 0 を介してスピーカ 7 1 から超高周波空気振動として呈示している空間において、従来の B G M 再生装置 7 7 を併用する場合を示す。本実施例では、スピーカ 7 1 からの超高周波振動と、従来技術の B G M 再生装置 7 7 からスピーカ 7 7 A を介して放射される B G M (可聴域のみ)の可聴域音との組み合わせによって導かれるハイパーソニック・エフェクトによって、その空間に滞在する利用者 8 3 は、従来の B G M の楽曲を聴きながら、よりよい音質を享受し、また可聴域音のみを聴取した場合に懸念される健康への悪影響を回避することができる。

【 0 0 7 9 】

以上の実施例では、簡明に記述するために 1 チャンネルを有する 1 つの記録媒体又は記録再生装置について述べたが、超高周波音声信号を複数のチャンネルにわたって収録し再生してもよいし、記録再生装置が 2 つ以上あってもよい。

【 0 0 8 0 】

以上説明したように、本実施形態によれば、可聴域上限を超える音声信号を収録した記録媒体から音声信号を再生し超高周波空気振動に変換して呈示するための有効な方法を提供する。公共施設、商業施設、公共交通機関など、不特定多数の人々が集合する空間に可聴域上限を超える超高周波空気振動を印加し、これとその空間の利用者が携行する携帯型音楽プレイヤーやその空間に設置された B G M 等の音呈示装置等からの可聴域の音とが統合されることによって、ハイパーソニック・エフェクトを利用者に導くことを効果的に実現する。

【 0 0 8 1 】

第 4 の実施形態 .

第 4 の実施形態では、身体に装着して持ち歩くことが可能な超高周波振動再生装置について以下に説明する。可聴域上限を超える超高周波振動を身体表面に効果的に印加し、使用者が所在する空間に存在する可聴域の音と統合することによって、使用者においてハイパーソニック・エフェクトを効果的に実現する。この装置は可聴域音を発生しないので、日常生活と抵触することなく、心身の状態を向上させることが可能になる。

【 0 0 8 2 】

本実施形態は、ハイパーソニック・エフェクトを効果的に実現する装置のうち、振動再生装置に関する。

【0083】

現代都市の音環境は、産業機械や交通機関に由来する騒音に著しく覆われ、人間に強い不快感とストレスを導き、心身の健康を損なう原因となりうるものである。この状況に対して、従来、音の主主に心理的な効果に注目して有効性の高い音を積極的に供給することによって、人間に生じる不快感とストレスを抑制しようとする対応が図られてきた。この目的で、公共空間や各種施設の多数の人々が利用する空間において各種の音楽をBGMとして呈示することが広く行なわれるようになってきている。BGMは音環境の改善に一定の効果をあげているが、いまや都市の様々な空間にBGMが氾濫し、その聴取が不特定多数の人々に強制されるという新たな音環境問題の源となっている。このようなBGMの問題を回避するために、携帯型音楽プレイヤー等を利用することによってBGMの限界を回避し“聴きたい音楽(だけ)を聴きたいときに(だけ)聴く”人々が増加している。

10

【0084】

しかしながら、本発明者らの研究によって、従来技術の枠内にあってBGMを聴取する人々と携帯型音楽プレイヤーで音楽を聴取する人々との両方に共通して、聴取する音の周波数成分に由来する問題が存在することが明らかになった。本発明者らは、音の可聴域成分のみを被験者に呈示して聴取させた場合には、音を呈示しない場合に比較して視床・視床下部・脳幹を含む脳基幹部の活性が低下することを実験によって明らかにし(例えば、非特許文献15参照。)、それによって心身の健康に負の影響が生じる可能性を示した。従来のBGM呈示装置や携帯型音楽プレイヤーによって送出される音は可聴域内に限定されており、これらによる音楽の聴取を続けた場合、聴取者の心身の健康が損なわれるおそれがある。一方、本発明者らは、音の可聴域上限を超える超高周波成分を可聴域成分に随伴させて呈示することによって、音を呈示しない場合及び可聴域成分のみを呈示した場合に比較して脳基幹部の活性が向上することを発見した(例えば、非特許文献15参照。)

20

【0085】

そこで、この発見に基づき、本発明者らは、特許文献2及び3において、「可聴周波数範囲を超える所定の最大周波数までの第1の周波数範囲の周波数を有しかつ10kHzを超える第2の周波数範囲においてミクロな時間領域で変化する非定常である音を発生し、上記音のうちの上記可聴周波数範囲の音を人間の聴覚に対して印加するとともに、上記音のうちの上記可聴周波数範囲を超える周波数範囲を有する音を人間に対して印加することにより人間の脳血流を増大させることを特徴とする「音発生装置、音発生空間及び音」などを提案した。

30

【0086】

しかしながら、特許文献2及び3に記載の前記装置のうち従来実用化されているものは据え置き型であるため、ごく限定された特定の空間でしかその効果を享受することができない。従って、公共空間などにおいて多数の人々が、BGMの有無、携帯型音楽プレイヤーの使用の有無にかかわらず、可聴域の音のみに囲まれて無自覚のままに心身の健康を蝕まれる危険にさらされている状況に有効な変化を導くことを達成できていない。

40

【0087】

そこで本発明者らは、上記課題を解決するために、個々人が身体に装着して持ち歩くことが可能なタイプの超高周波振動再生装置によって、都市空間における可聴域音のみの環境音に、そこに存在しない超高周波振動を補って、熱帯雨林環境音に囲まれているのと同質の効果をもたらすことを発想した。その手段を詳しく検討するために、本発明者らは、人間の可聴域上限を超える超高周波帯域におよぶ超広帯域音を再生可能なスピーカ及びヘッドホンを用いて、ハイパーソニック・サウンドの可聴域成分と超高周波成分とを様々な組み合わせで独立に再生呈示してハイパーソニック・エフェクトの発現状態を検討する実験を行い、次のような結果を得た。

【0088】

50

まず、これまで本発明者らが実施してきた実験と同様に、ハイパーソニック・サウンドを構成する可聴域音と超高周波振動との双方をスピーカから再生する呈示条件で実験した。その結果、可聴域音のみを単独で呈示した場合に比べて可聴域音と超高周波振動とを同時に呈示した場合に脳波 α 2ポテンシャルが増強し、すなわちハイパーソニック・エフェクトの発現が確認された(図6(a)参照。)。次に、可聴域音をヘッドホン再生に変更し、超高周波振動をスピーカから再生する呈示条件で同様の実験を行ったところ、この場合も同様にハイパーソニック・エフェクトが発現した(図6(b)参照。)。しかしながら、可聴域音と超高周波振動との双方をヘッドホンから再生する呈示条件の場合は、ハイパーソニック・エフェクトは発現しなかった(図6(c)参照。)。さらに、可聴域成分をヘッドホン、超高周波成分をスピーカから再生(図6(b)の条件)しながら、スピーカと人体との間を遮音材を使って高度に遮蔽すると、ハイパーソニック・エフェクトは発現しなくなる(図17参照。)。 10

【0089】

以上の実験結果から、聴覚系に可聴域成分が呈示されると同時に耳以外の身体表面に超高周波成分が十分に届いていることが、ハイパーソニック・エフェクト発現のために必須の呈示条件であることが明らかになった。そこで、この知見に基づいて、上記課題を解決するために、本実施形態は、身体に装着して持ち歩くことが可能なタイプの超高周波振動再生装置を造り、ハイパーソニック・エフェクトを導く、あるいはそれを導くことが合理的に期待される超高周波振動を空気振動として人体表面に印加することによって、都市空間に存在しない超高周波振動を補い、良質のハイパーソニック・サウンドに囲まれている 20

【0090】

図18(a)は本発明の第4の実施形態に係る帽子装着タイプの信号再生装置90の構成を示す外観図及びブロック図であり、図18(b)は本発明の第4の実施形態に係るメガネ装着タイプの信号再生装置90aの構成を示す外観図及びブロック図である。図18(a)の信号再生装置90において、ハイパーソニック・サウンドの入力信号は、音声信号増幅器102に入力されて増幅された後、超高周波振動素子120に入力され、超高周波振動素子120はハイパーソニック・サウンドに含まれる可聴域音のみならず超高周波振動を発生して放射する。図18(a)の帽子装着タイプの信号再生装置では、帽子の例えばひさし部分に信号再生装置90が設けられ、被験者91の主として頭部に上記ハイパーソニック・サウンドの音及び振動を放射する。また、図18(b)のメガネ装着タイプの信号再生装置90aは信号再生装置90と同様の構成を有し、信号再生装置90aはメガネの例えば正面の水平フレームの両端に設けられる。信号再生装置90aはハイパーソニック・サウンドに含まれる可聴域音のみならず超高周波振動を発生して放射し、これにより、被験者92の主として頭部に上記ハイパーソニック・サウンドの音及び振動を放射する。 30

【0091】

図19は本発明の第4の実施形態の第1の変形例に係る信号記録再生装置90Aの構成を示すブロック図である。図19の信号記録再生装置90Aは、図18の信号再生装置90に比較して、ハイパーソニック・サウンドの電気信号をA/D変換してそのデータを、例えばフラッシュメモリなどの不揮発性メモリである固定メモリ101に格納し、固体メモリ101はハイパーソニック・サウンドのデータを音声信号増幅器102に出力する。音声信号増幅器102は入力されるデータをD/A変換しかつ電力増幅して超高周波振動素子120に出力し、ハイパーソニック・サウンドの音及び振動を放射する。 40

【0092】

図20は本発明の第4の実施形態の第2の変形例に係る信号記録再生装置90Bの構成を示すブロック図である。図20の信号記録再生装置90Bは、図19の信号記録再生装置90Aに比較して、マイクロホン104と、可聴域音特性計測器105と、再生音特性調整器106とをさらに備えたことを特徴としている。これらの動作は、図14の対応する装置と同様の動作を実行する。 50

【 0 0 9 3 】

以上説明したように、信号再生装置 9 0 や信号記録再生装置 9 0 A , 9 0 B をごく小さな装置とし、例えば帽子のつばやメガネのフレームに装着して、顔面をはじめとする人体表面に超高周波空気振動を効果的に印加する。このことによって、聴取者が日常生活のなかで施設内 B G M やヘッドホンステレオなどから聴取している可聴域の音楽などに、超高周波空気振動の効果が重畳されて、ハイパーソニック・エフェクトの発現を導くことが期待される。

【 0 0 9 4 】

当該装置を装着する対象は、上に述べた帽子やメガネの他に、イヤリング、ネックレス、ペンダント、ブローチ、ブレスレット、アンクレットなどの装身具や、腕時計、ベルト、手袋、靴、かばんなど身につけるものであればよい。また、当該装置を構成する機器が一体化した状態で帽子などに装着されていなくてもよく、その一部をウェストポーチなどに入れて、そこから有線あるいは無線で接続された振動再生デバイスを帽子などに装着する実施形態でもよい。さらに、当該装置は上に装着対象として述べた物品類と独立した別個のものでなくてもよく、それら物品の一部として組み込まれあるいは装置それ自体それら物品の機能やデザインをあわせもつものであってもよい。例えば装飾的な色彩形態を施されペンダントトップとして使用可能な装置など。圧電効果性繊維などを用いれば衣服の形態でも実現できると考えられる。

10

【 0 0 9 5 】

本実施形態では、簡明に記述するために 1 チャンネルを有する 1 つの再生装置について述べたが、超高周波音声信号を複数チャンネルにわたって再生してもよいし、再生装置が 2 つ以上あってもよい。超高周波音声信号の内容は、ハイパーソニック・エフェクトを導く超高周波成分として実績のある信号かあるいはそれらを組み合わせたものである。例えば、熱帯雨林の自然環境音、民族楽器音、歌唱、シンセサイザーなどの超高周波成分を用いる。

20

【 0 0 9 6 】

以上説明したように、本実施形態によれば、身体に装着して持ち歩くことが可能な超高周波振動再生装置によって、現代都市に存在しない超高周波振動を補い、劣悪な音環境の空間においてもハイパーソニック・エフェクトを実現して熱帯雨林環境音に囲まれているのと同質の効果をもたらす。この装置は可聴域音を発生しないので、日常生活と抵触することなく、個々人が音環境をより快適性の高いものに制御することが可能となり、心身の状態を向上させることが可能になる。特に、高周波振動は人の聴覚系以外の身体に曝露することが効果的なので、装置にこの構造をもたせることによって、つばの下側からまんべんなく全身に高周波振動を照射することが可能になり、ハイパーソニック・エフェクトを効果的に実現することができる。

30

【 0 0 9 7 】

第 5 の実施形態 .

第 5 の実施形態では、電子的に入力された音声信号から可聴域上限を超える超高周波空気振動を再生して身体表面に効果的に印加する信号再生装置を組み込んだヘッドホン等の電子機器について以下に説明する。

40

【 0 0 9 8 】

第 5 の実施形態に係る発明は、ハイパーソニック・エフェクト（可聴域上限を超える超高周波成分を豊富に含む非定常な音（ハイパーソニック・サウンド）により、視床・視床下部・脳幹を含む脳基幹部の血流量を増大させるとともにその指標である脳波 α 波パワーを高め、ストレスを減じ、自律神経系・内分泌系・免疫系の活動を適正にし、音を快く美しく感受させ、音聴取行動を強め、心身の状態を総合的に改善向上させる効果）を効果的に実現する技術のうちのヘッドホン等の信号再生装置に関する。

【 0 0 9 9 】

本発明者らは、ハイパーソニック・エフェクトの存在を発見した（例えば、非特許文献 1 5 など参照。）。この発見に基づいて、ハイパーソニック・エフェクトを発現させる音

50

発生装置などが考案されている（例えば、特許文献 2 及び 3 参照。）。しかしながら、上述の従来技術に係る音発生装置などは、ある空間に据え置き設置する 1 つ以上のスピーカシステムを再生装置として必要としている。そのため、ハイパーソニック・エフェクトを実現する装置を携帯することや、同じ空間に存在する複数の人が個別に当該装置を使用することには限界がある。これを解決するためには、ヘッドホンのみを再生装置に用いて簡便にハイパーソニック・エフェクトを実現する技術の開発が望まれる。

【 0 1 0 0 】

ところが、従来技術に係るヘッドホンの再生周波数特性を単純に超高周波帯域まで拡張するだけではハイパーソニック・エフェクトの発現に結びつかないことが、本発明者らによる実験によって示された。すなわち、ハイパーソニック・サウンドを構成する可聴域音と超高周波振動との双方をスピーカから再生したときにハイパーソニック・エフェクトが発現する（図 6（a）参照。）。これに対して、同じ実験条件下で、再生系を超高周波帯域まで再生周波数特性を拡張したヘッドホンに切り換え、可聴域音と超高周波振動との双方をヘッドホンから再生した場合には、ハイパーソニック・エフェクトは発現しない（図 6（b）参照。）。図 6（a）及び（b）における棒グラフは、聴取者の後頭部から記録した自発脳波の $\alpha 2$ 帯域成分のポテンシャル（脳波 $\alpha 2$ ポテンシャル）が、音条件の違い（可聴域音のみを単独で呈示した場合と可聴域音と超高周波振動とを同時に呈示した場合）によって示した変化をあらわす。なお脳波 $\alpha 2$ ポテンシャルは、深部脳活性と並行し、ハイパーソニック・エフェクトの指標となることが知られている。従って、ヘッドホンを
10
20
用いてハイパーソニック・エフェクトを効果的に実現するためには、超高周波振動をスピーカから再生したときと同様に聴取者に印加するための新しい技術の開発が必要である。

【 0 1 0 1 】

上記課題を解決するために、本発明者らの実験によれば、可聴域音をヘッドホンで再生し、超高周波振動をスピーカから再生すると、ハイパーソニック・エフェクトがきわめて顕著に発現する（図 6（c）参照。）。これに対して、同じ条件下で、スピーカと人体との間を遮音材を使って高度に遮蔽すると、ハイパーソニック・エフェクトは発現しなくなる（図 6（d）参照。）。すなわち、ハイパーソニック・サウンドを構成する超高周波振動が、身体表面に十分に到達していることがハイパーソニック・エフェクト発現の条件である。

【 0 1 0 2 】

そこで上記課題を解決するために、本実施形態に係るヘッドホンなどの電子機器は、ハイパーソニック・サウンドの再生において、可聴域音を従来のヘッドホンと同様の手段で再生して気導聴覚系に印加するとともに、超高周波成分の空気振動を身体表面に効果的に印加することを特徴とする。

【 0 1 0 3 】

なお、従来技術に係るヘッドホンを信号再生装置としたシステムではハイパーソニック・エフェクトを実現できないという問題に対して、骨伝導を用いて超高周波振動を伝達するための圧電型変換器をイヤープッドに内蔵したヘッドホンが考案されている（例えば、特許文献 4 参照。）。しかしながら、前記実験の結果が示すように、ハイパーソニック・エフェクトを発現するためには超高周波成分を身体表面で受容する必要があるのに対して、この方式では超高周波振動発生用の圧電体がイヤープッドに含まれているので、身体表面に超高周波振動が届かない。また、空気と身体組織とは物性が著しく異なるので、従来のハイパーソニック・エフェクトを実現する装置でスピーカから空気振動として伝わってきた超高周波振動が骨伝導を生起しているとは考えにくい。従って、耳のまわりで超高周波振動の骨伝導を発生させるヘッドホンによってハイパーソニック・エフェクトを導くことは期待できない。

【 0 1 0 4 】

図 2 1 は本発明の第 5 の実施形態に係るヘッドホン 1 1 1 の構成を示す外観図及びブロック図であり、図 2 2 は図 2 1 のヘッドホン 1 1 1 で用いる信号再生装置の構成を示すブロック図である。

10

20

30

40

50

【0105】

図21において、ヘッドホン111は、被験者の両耳を覆うように対向して配置される略円筒形状の1対のヘッドホン筐体111a, 111bと、これらのヘッドホン筐体111a, 111bを機械的に連結しかつ被験者の頭部110上に載置するためのヘッドバンド112とから構成される。各ヘッドホン筐体111a, 111bの被験者側の側面には外耳道110aの入り口の回りに密着接触するようにリング形状のイヤークラッド124がヘッドホン筐体111a, 111bに設けられ、イヤークラッド124の外周部に高周波発生素子120が設けられる。また、ヘッドバンド112の被験者頭部110側の面には、所定の間隔をおいて多数の高周波発生素子120が設けられる。さらに、ヘッドホン筐体111a, 111bの外周部には複数の高周波発生素子120が設けられ、ヘッドホン筐体111a, 111bの内側側面であって外耳道110aに対応する箇所には可聴域スピーカ121が設けられる。各ヘッドホン筐体111a, 111bには、図22の信号再生装置の各回路及び素子115, 115, 117, 120, 121, 125が配置され、信号再生装置の信号帯域分割回路115の入力端子には信号入力プラグ118が接続され、当該信号入力プラグ118は、例えば図18乃至図20の信号再生装置90又は信号記録再生装置90A, 90Bもしくは図25の携帯型信号再生装置140に接続される。

10

【0106】

図22において、例えば図18乃至図20の信号再生装置90又は信号記録再生装置90A, 90Bもしくは図25の携帯型信号再生装置140からのハイパーソニック・サウンドの電気信号は2つのフィルタからなる信号帯域分割回路115に入力され、信号帯域分割回路115は、例えば20kHzを超える超高周波信号と、例えば20kHz未満の可聴域信号とに分離し、前者の超高周波信号を信号増幅器116を介して高周波発生素子120に出力して超高周波信号による超高周波振動を高周波発生素子120により発生して放射して被験者頭部110のみならずその全身に放射する一方、後者の可聴域信号による可聴域音を可聴域スピーカ121により発生して放射して外耳道110aを介して被験者の聴覚に放射する。なお、例えばボタン電池などの小型電池125からの電源電圧は、信号再生装置の各部115 - 117に供給される。

20

【0107】

すなわち、ハイパーソニック・サウンドを構成する成分のうち可聴域成分は、通常のヘッドホンと同様に筐体部に装填されている複数の可聴域スピーカ121によって再生され、可聴域上限を超える超高周波成分は、ヘッドホン筐体111a, 111b及びヘッドバンド112に設けられた多数の高周波発生素子120によって再生される。従って、ハイパーソニック・サウンドを構成する可聴域音は聴覚系に印加され、可聴域上限を超える超高周波振動は頭部及び顔面をはじめとする身体の表面に広く印加され、ハイパーソニック・エフェクトが効果的に発現される。

30

【0108】

図21の実施形態においては、高周波発生素子120の一部が聴取者の顔面側面に対して例えば約75度の角度をもって斜めに配置され、その一部が顔面に対して垂直に配置されている。この配置角度は、超高周波振動の感受性分布に対応して、また聴取者にカスタマイズして他の角度でもよく、すべての高周波発生素子120を同じ角度に配置してもよいし、1つ1つ異なる角度で配置してもよい。

40

【0109】

図23は本発明の第5の実施形態の第1の変形例に係る帽子装着タイプの信号再生装置の構成を示す外観図及びブロック図であり、図24は図23の信号再生装置131の構成を示すブロック図である。図23において、帽子130はひさし部130aと頭部収納円筒部130bとを備えて構成され、ひさし部130aの下側表面に多数の高周波発生素子120が設けられ、頭部収納円筒部130bの概略上部に図24の信号再生装置131が内蔵される。図24の信号再生装置131において、メモリ型プレイヤー132は、ハイパーソニック・サウンドの信号データを例えばフラッシュメモリなどの不揮発性固定メモリに予め格納し、その信号データの再生時に、当該信号データはD/A変換器133により

50

アナログハイパーソニック・サウンド信号にD/A変換された後、信号増幅器134を介して高周波発生素子120に出力され、ハイパーソニック・サウンドの超高周波振動が高周波発生素子120により発生されて放射される。ここで、帽子130のひさし部130aの下側表面に多数の高周波発生素子120が設けられてここからハイパーソニック・サウンドの超高周波振動が発生されて実質的に下向きに放射されるので、当該超高周波振動が被験者の頭部、特に顔面、及びその全身に向けて放射される。

【0110】

図25は本発明の第5の実施形態の第2の変形例に係るメガネ装着タイプの信号再生装置の構成を示す外観図及びブロック図であり、図26は図25の携帯型信号再生装置140の構成を示すブロック図である。図26の携帯型信号再生装置140からの超高周波信号と可聴域信号とのうち、前者の超高周波信号は複数の高周波発生素子120に出力されて放射される一方、後者の可聴域信号は1対の可聴域音用イヤホン122に出力されて放射される。ここで、高周波発生素子120は、メガネの側頭下部から後頭部、顔面側部、側頭部、眼周囲部、前額部、鼻根部、顔面下部、頬から顎部、肩部などの多数の部分に設けられる。また、可聴域音再生用イヤホン122は被験者の外耳道に挿入して使用する。

【0111】

図26の携帯型信号再生装置140は、その装置の全体の動作処理を制御する主制御部であるCPU141と、制御プログラムとそれを実行するために必要なデータとを格納するROM142と、ワーキングメモリや信号データメモリとして用いられるRAM143と、動作状態などを表示する液晶表示部などの表示部144と、簡単な操作キーを含む操作部145と、超高周波増幅器146と、可聴波増幅器147と、外部入力インターフェース148とを備え、これら各部141-148はバス149を介して接続されるとともに、これら各部141-148には充電電池150から電源電圧が供給される。外部信号発生器151により発生されるハイパーソニック・サウンドの信号データは、外部入力インターフェース148を介してRAM143に予め入力されて格納される。ハイパーソニック・サウンドの再生時には、外部信号発生器151は装置140から切り離され、CPU141はROM142に格納された制御プログラムを実行することにより、RAM143に格納されたハイパーソニック・サウンドの信号データを読み出した後、超高周波増幅器146及び可聴波増幅器147に出力する。超高周波増幅器146は入力されるハイパーソニック・サウンドの信号データのうち可聴域を超える超高周波信号をろ波した後、D/A変換しかつ電力増幅して高周波発生素子120に出力して超高周波振動を発生させて放射させる。一方、可聴波増幅器147は入力されるハイパーソニック・サウンドの信号データのうち可聴域信号をろ波した後、D/A変換しかつ電力増幅して例えばイヤホン122に出力して超可聴域音を発生させて放射させる。

【0112】

以上説明したように、本実施形態によれば、ヘッドホンを用いてハイパーソニック・エフェクトを効果的に実現することを目的として、ハイパーソニック・サウンドを構成する可聴域音を気導聴覚系に印加し、可聴域上限を超える超高周波振動を身体表面に印加するための有効な方法を提供する。すなわち、可聴域音を通常のヘッドホンと同様の手法を用いて再生すると同時に、多数の高周波発生素子120をヘッドホン筐体111a、111bやメガネなどに配置し、超高周波振動を身体表面に効果的に印加することによって、スピーカシステムを用いることなく簡便かつ効果的にハイパーソニック・エフェクトを実現する。すなわち、高周波振動は人の聴覚系以外の身体に曝露することが効果的なので、装置にこの構造をもたせることによって、筐体及びヘッドバンドからまんべんなく全身に超高周波振動を照射することが可能になり、ハイパーソニック・エフェクトを効果的に実現することができる。

【0113】

第6の実施形態.

図27(a)は本発明の第6の実施形態に係る信号再生装置を備えたブローチ160の正面図であり、図27(b)は当該ブローチ160の右側面図であり、図27(c)は当

10

20

30

40

50

該ブローチ 1 6 0 の裏面図である。また、図 3 1 は図 2 7 のブローチ 1 6 0 の超高周波振動発生素子 1 2 0 に対してハイパーソニック・サウンドの超高周波振動信号を発生する信号再生装置 2 0 0 のブロック図である。

【 0 1 1 4 】

図 2 7 において、ブローチ 1 6 0 のおもて面及び裏面に複数の超高周波振動発生素子 1 2 0 が埋め込んで設けられる。また、ブローチ 1 6 0 の内部に図 3 1 の信号再生装置 2 0 0 の各部 2 0 1 - 2 0 3 が埋め込んで設けられる。なお、ブローチ 1 6 0 の裏面には電池挿入部蓋 1 6 1 とメモリ挿入部蓋 1 6 2 とが設けられ、ブローチ 1 6 0 の上部の金具取付部 1 6 3 にはブローチつり下げ用の金具 1 6 4 が連結される。図 3 1 の信号再生装置 2 0 0 において、ハイパーソニック・サウンドの信号データは予め、例えばフラッシュメモリなどの不揮発性固定メモリ 2 0 1 に格納され、再生時に、固体メモリ 2 0 1 から読み出されるハイパーソニック・サウンドの信号データをマイクロアンプ 2 0 2 において D / A 変換しかつ電力増幅した後、超高周波振動発生素子 1 2 0 に出力して超高周波振動を発生して放射する。

10

【 0 1 1 5 】

以上説明したように、本実施形態によれば、多数の高周波発生素子 1 2 0 をブローチ 1 6 0 に埋め込むことにより、超高周波振動を身体表面に効果的に印加することができ、スピーカシステムを用いることなく簡便かつ効果的にハイパーソニック・エフェクトを実現する。なお、図 2 7 の実施形態では、ブローチ 1 6 0 について説明しているが、本発明はこれに限らず、ペンダントヘッドやループタイ留め具などの装身具であってもよい。

20

【 0 1 1 6 】

第 7 の実施形態 .

図 2 8 (a) 本発明の第 7 の実施形態に係る信号再生装置を備えたプレスレット 1 7 0 の外観図であり、図 2 8 (b) は当該プレスレット 1 7 0 の側面図である。図 2 8 において、円筒形状のプレスレット 1 7 0 の円筒外周部に、多数の超高周波振動発生素子 1 2 0 が埋め込まれて設けられ、その円筒内周部に図 3 1 の信号再生装置 2 0 0 の各部 2 0 1 - 2 0 3 が埋め込まれて設けられる。なお、図 2 8 に示すように、その円筒内周部に電池挿入部蓋 1 7 1 とメモリ挿入部蓋 1 7 2 が設けられる。

【 0 1 1 7 】

以上説明したように、本実施形態によれば、多数の高周波発生素子 1 2 0 をプレスレット 1 7 0 に埋め込むことにより、超高周波振動を身体表面に効果的に印加することができ、スピーカシステムを用いることなく簡便かつ効果的にハイパーソニック・エフェクトを実現する。

30

【 0 1 1 8 】

第 8 の実施形態 .

図 2 9 (a) は本発明の第 8 の実施形態に係る信号再生装置を備えたイヤリング 1 8 0 の正面図であり、図 2 9 (b) は当該イヤリング 1 8 0 の右側面図であり、図 2 9 (c) は当該イヤリング 1 8 0 の裏面図である。図 2 9 において、イヤリング 1 8 0 は、おもて面側に図 3 1 の信号再生装置 2 0 0 の各部 2 0 1 - 2 0 3 が埋め込まれて設けられ、裏面側に多数の超高周波振動発生素子 1 2 0 が埋め込んで設けられる。なお、図 2 9 に示すように、その下部に電池挿入部蓋 1 8 1 が設けられる。その上部には金具取付部 1 8 2 が設けられ、つり下げ用の金具 1 8 3 が金具取付部 1 8 2 に連結される。

40

【 0 1 1 9 】

以上説明したように、本実施形態によれば、多数の高周波発生素子 1 2 0 をイヤリング 1 8 0 に埋め込むことにより、超高周波振動を身体表面に効果的に印加することができ、スピーカシステムを用いることなく簡便かつ効果的にハイパーソニック・エフェクトを実現する。

【 0 1 2 0 】

第 9 の実施形態 .

図 3 0 (a) は本発明の第 9 の実施形態に係る信号再生装置を備えたパレット 1 9 0 の

50

正面図であり、図 3 0 (b) は当該パレット 1 9 0 の裏面図であり、図 3 0 (c) は当該パレット 1 9 0 の上面図である。図 3 0 において、パレット 1 9 0 は、おもて面部 1 9 0 a と、裏面部 1 9 0 b とが蝶番部を介して開閉可能に設けられ、おもて面部 1 9 0 a の内部に、図 3 1 の信号再生装置 2 0 0 の各部 2 0 1 - 2 0 3 が埋め込まれて設けられ、裏面部 1 9 0 b の裏面に多数の超高周波振動発生素子 1 2 0 が埋め込んで設けられる。なお、図 3 0 に示すように、そのおもて面部 1 9 0 a の内側面側に電池挿入部蓋 1 9 1 とメモリ挿入部蓋 1 9 2 が設けられる。

【 0 1 2 1 】

以上説明したように、本実施形態によれば、多数の高周波発生素子 1 2 0 をパレット 1 9 0 に埋め込むことにより、超高周波振動を身体表面に効果的に印加することができ、スピーカシステムを用いることなく簡便かつ効果的にハイパーソニック・エフェクトを実現する。

10

【 0 1 2 2 】

第 1 0 の実施形態 .

図 3 2 (a) は本発明の第 1 0 の実施形態に係る信号再生装置 2 0 0 を備えたシャツ 2 1 0 の外面を示す正面図であり、図 3 2 (b) は当該シャツ 2 1 0 の内面を示す正面図である。

【 0 1 2 3 】

図 3 2 において、シャツ 2 1 0 の内側の実質的に全面と、外側であって袖部、襟部などに多数の超高周波振動発生素子 1 2 0 を設ける。また、図 3 1 の信号再生装置 2 0 0 はシャツ 2 1 0 の裾部付近に設ける。シャツ 2 1 0 において、具体的には、非導電性プラスチックで被覆した導電性プラスチック繊維を布地に織り込んで、当該導電性プラスチック繊維の一部を信号再生装置 2 0 0 と各超高周波振動発生素子 1 2 0 との間の配線として用いる。

20

【 0 1 2 4 】

以上のように構成された本実施形態に係るシャツ 2 1 0 によれば、多数の高周波発生素子 1 2 0 がシャツ 2 1 0 に埋め込まれ、超高周波振動が身体全体で発生して効果的に印加することができ、スピーカシステムを用いることなく簡便かつ効果的にハイパーソニック・エフェクトを実現する。

【 0 1 2 5 】

30

第 1 1 の実施形態 .

図 3 3 (a) は本発明の第 1 1 の実施形態に係る信号再生装置 2 0 0 を備えた通常型寝具 (上掛け、毛布) 2 3 0 A の上面及び下面 (身体接触面) を示す正面図であり、図 3 3 (b) は本発明の第 1 0 の実施形態に係る信号再生装置 2 0 0 を備えた襟ぐり型寝具 (上掛け、毛布) 2 3 0 B の上面及び下面 (身体接触面) を示す正面図であり、図 3 3 (c) は本発明の第 1 0 の実施形態に係る信号再生装置 2 0 0 を備えた表裏区別無用型寝具 (上掛け、毛布) 2 3 0 C の上面及び下面 (身体接触面) を示す正面図である。

【 0 1 2 6 】

図 3 3 の各図において、寝具 2 3 0 A , 2 3 0 B , 2 3 0 C の内側及び外側の実質的に全面に多数の超高周波振動発生素子 1 2 0 を設ける。また、図 3 1 の信号再生装置 2 0 0 は寝具 2 3 0 A , 2 3 0 B , 2 3 0 C の例えば下部付近に設ける。寝具 2 3 0 A , 2 3 0 B , 2 3 0 C において、具体的には、第 1 0 の実施形態と同様に、非導電性プラスチックで被覆した導電性プラスチック繊維を布地に織り込んで、当該導電性プラスチック繊維の一部を信号再生装置 2 0 0 と各超高周波振動発生素子 1 2 0 との間の配線として用いる。

40

【 0 1 2 7 】

以上のように構成された本実施形態に係る寝具 2 3 0 A , 2 3 0 B , 2 3 0 C によれば、多数の高周波発生素子 1 2 0 が当該寝具 2 3 0 A , 2 3 0 B , 2 3 0 C に埋め込まれ、超高周波振動が身体全体で発生して効果的に印加することができ、スピーカシステムを用いることなく簡便かつ効果的にハイパーソニック・エフェクトを実現する。

【 0 1 2 8 】

50

第 1 2 の実施形態 .

図 3 4 は本発明の第 1 2 の実施形態に係る信号再生装置 2 0 0 を備えた枕 2 4 0 の外観図である。図 3 4 において、略円柱形状の枕 2 4 0 の円筒外周部の実質的に全面に多数の超高周波振動発生素子 1 2 0 を設け、その一部には、超高周波振動発生素子 1 2 0 を設けない素子不載置部 2 1 9 の内側に、可聴域音を再生するための可聴域再生用スピーカ 2 2 1 , 2 2 2 が設けられる。また、図 3 1 の信号再生装置 2 0 0 は枕 2 4 0 の円筒内部に設けられる。具体的には、第 1 0 と第 1 1 の実施形態と同様に、非導電性プラスチックで被覆した導電性プラスチック繊維を布地に織り込んで、当該導電性プラスチック繊維の一部を信号再生装置 2 0 0 と各超高周波振動発生素子 1 2 0 との間の配線として用いる。なお、スピーカ 2 2 1 , 2 2 2 は設けなくてもよい。

10

【 0 1 2 9 】

以上のように構成された本実施形態に係る枕 2 4 0 によれば、多数の高周波発生素子 1 2 0 が当該枕 2 4 0 に埋め込まれ、超高周波振動が身体全体で発生して効果的に印加することができ、スピーカシステムを用いることなく簡便かつ効果的にハイパーソニック・エフェクトを実現する。

【 0 1 3 0 】

第 1 3 の実施形態 .

図 3 5 (a) は本発明の第 1 3 の実施形態に係る信号再生装置 2 0 0 を備えたベッド 2 5 0 の上面図であり、図 3 5 (b) は当該ベッド 2 5 0 の右側面図であり、図 3 5 (c) は当該ベッド 2 5 0 の正面図である。

20

【 0 1 3 1 】

図 3 5 において、ベッド 2 5 0 の複数のベッドスプリング 2 5 1 の内部にそれぞれ超高周波振動発生素子 1 2 0 を設けるとともに、ヘッドボード 2 5 2 にも多数の超高周波振動発生素子 1 2 0 を設ける。ここで、各超高周波振動発生素子 1 2 0 は、使用者の体重負荷による障害を避けるため、ベッドスプリング 2 5 1 によって包囲される位置に設置することが好ましい。また、ヘッドボード 2 5 2 には可聴域音を再生するための可聴域再生用スピーカ 2 5 3 , 2 5 3 が設けられる。

【 0 1 3 2 】

ベッド用信号再生装置は、図 3 5 に示すように、プレイヤ 2 5 5 と、前置増幅器 2 5 6 と、超高周波増幅器 2 5 7 と、可聴波増幅器 2 5 8 とを備えて構成される。プレイヤ 2 5 5 は、ハイパーソニック・サウンドの電気信号を再生して前置増幅器 2 5 6 に出力する。前置増幅器 2 5 6 は入力される電気信号を前置増幅した後、所定のフィルタを用いて、超高周波信号と可聴域信号とに分離し、前者の超高周波信号を超高周波増幅器 2 5 7 を介して各超高周波振動発生素子 1 2 0 に出力して超高周波振動を発生して放射させるとともに、後者の可聴域信号を可聴波増幅器 2 5 8 を介してスピーカ 2 5 3 , 2 5 3 に出力して可聴域音を発生して放射する。

30

【 0 1 3 3 】

以上のように構成された本実施形態に係るベッド 2 5 0 によれば、多数の高周波発生素子 1 2 0 が当該ベッド 2 5 0 に埋め込まれ、超高周波振動が身体全体で発生して効果的に印加することができ、スピーカシステムを用いることなく簡便かつ効果的にハイパーソニック・エフェクトを実現する。

40

【 0 1 3 4 】

変形例 .

以上の実施形態において、超高周波成分 (H F C) を超高周波振動発生素子などの手段のみを備えた装置を開示している場合もあるが、本発明はこれに限らず、超高周波成分 (H F C) をイヤホンなどの手段を用いて被験者の聴覚のみに印加するように構成してもよい。

【 0 1 3 5 】

以上の実施形態においては、被験者は人間であるが、本発明はこれに限らず、人間以外の動物などの生体に適用できる。

50

【 0 1 3 6 】

第 1 と第 2 の実施形態に係る P E T 計測装置と、第 3 乃至第 1 3 の実施形態に係る電子機器等との組み合わせの作用効果。

第 3 乃至第 1 3 の実施形態に係るヘッドホンなどの電子機器等を、上記 P E T 計測装置を用いて計測する場合、P E T 計測装置からのノイズを大幅に軽減することができるので、上記電子機器等を用いた実験において従来技術に比較してより正確に実験を実行することができるとともに、高周波発生素子 1 2 0 により発生される超高周波振動が身体全体で発生して効果的に被験者に印加することができ、スピーカシステムを用いることなく簡便かつ効果的にハイパーソニック・エフェクトを実現して上記の実験を実行できる。なお、本発明はこれに限らず、これを組み合わせることなく、後者の電子機器のみで発明装置を構成してもよい。

10

【 0 1 3 7 】

超高周波振動発生素子 1 2 0 の具体例。

上述の実施形態において用いた超高周波振動発生素子 1 2 0 の詳細説明及び具体例について以下に説明する。

【 0 1 3 8 】

可聴域限界を超える高周波成分を電気信号から弾性波信号に変換でき、各実施形態に適用可能な超高周波振動発生素子 1 2 0 を下表に示す。その中には、現在すでに実用化・商品化されているスーパーツィータの構成素子も多く含まれる一方、現在研究試作段階のものもある。これらはいずれも数十 K H z 以上の高周波振動を発生できる。中でも圧電型のセラミック振動発生素子には 1 0 0 K H z、 piezofilm には 3 0 0 K H z まで発生可能なものがある。また、現在研究開発が進行中のナノシリコン振動発生素子は、原理的には数 G H z に及ぶ超高周波振動を発生できる。

20

【 0 1 3 9 】

[表 1]

名称	振動板材料	最小径	ユニット全体重量	駆動方法
ドーム型	金属 樹脂 セラミック ダイヤモンド	数 c m	数 1 0 g ~ 数 k g	通常増幅器
コーン型	金属 樹脂 セラミック	数 c m	数 1 0 g ~ 数 k g	通常増幅器
プリントリボン型	樹脂薄膜	数 c m	数 1 0 0 g ~ 数 k g	通常増幅器
リボン型	金属薄膜	数 c m	数 k g	通常増幅器
圧電型	セラミック piezofilm	数 c m	数 1 0 g ~ 数 k g	通常増幅器
コンデンサ型	樹脂薄膜	数 c m	数 1 0 g ~ 数 k g	専用増幅器
ナノシリコン型	無し	数 m m	数 g ~ 数 1 0 g	通常増幅器

30

40

【 0 1 4 0 】

以下、それぞれの超高周波振動発生素子 1 2 0 について、詳細説明する。

50

【 0 1 4 1 】

ドーム型超高周波振動発生素子は、最も普及しているタイプのツイーターヘッドホンにも使われる素子であり、その原理は、振動板に直結したコイルに音声信号に比例した交流電流を流すと、磁界中に置かれたコイルに電磁力によって音声信号に比例した力が働き振動板の物理運動に変換され、この振動が空気振動に変換される。

【 0 1 4 2 】

コーン型超高周波振動発生素子は、中低域用としては最も普及しているツイータとしては高周波特性を伸ばしにくく製品は少数ヘッドホンにも利用されている。その原理は、振動板に直結したコイルに音声信号に比例した交流電流を流すと、磁界中に置かれたコイルに電磁力によって音声信号に比例した力が働き振動板の物理運動に変換され、この振動が

10

【 0 1 4 3 】

プリントリボン型超高周波振動発生素子は、振動板が薄く軽いのでスーパーツイータとして普及している。その原理は、振動薄膜に埋め込まれたコイル状の電極線に音声信号に比例した交流電流を流すと、磁界中に置かれた電極線に電磁力によって音声信号に比例した力が働き、振動薄膜の物理運動に変換され、この振動が空気振動に変換される。

【 0 1 4 4 】

リボン型超高周波振動発生素子は、振動板が薄く軽いのでスーパーツイータとして普及しており、プリントリボン型超高周波振動発生素子よりも重く大きくなってしまふ。その原理は、金属薄膜に音声信号に比例した交流電流を流すと、磁界中に置かれた金属薄膜に

20

【 0 1 4 5 】

圧電型超高周波振動発生素子は、製品例は少ないが、マグネットが不要なので軽量化が容易な素子である。その原理は、セラミックやピエゾフィルムなどの圧電素子に音声信号に比例した交流電流を流すと、音声信号に比例して圧電素子が収縮変形し、この変形が空気振動に変換される。

【 0 1 4 6 】

コンデンサ型超高周波振動発生素子は、バイアス電圧を供給する専用アンプが必要。高周波特性も良いがツイータとしてよりは、ヘッドホンや大面積のフルレンジスピーカの製品例が多い。その原理は、振動薄膜に埋め込まれた電極に音声信号に比例した交流電圧をかけると、薄膜面と垂直方向にかけられた高電圧バイアスとの静電気力によって音声信号に比例した力がはたらき、振動薄膜の物理運動に変換され、この振動が空気振動に変換される。

30

【 0 1 4 7 】

ナノシリコン型超高周波振動発生素子は、研究試作段階だが、物理振動を行わないため原理的にGHzまで再生可能かつ指向特性も広い素子である。その原理は、ナノ結晶多孔質シリコンの超断熱性を利用しこのナノシリコンの表面の固定電極層に声信号に比例した交流電流を流すと、音声信号に比例して固定電極が発熱し、この熱がすべて空気の断熱膨張による空気の粗密波に変換される。

40

【 実施例 1 】

【 0 1 4 8 】

本発明者らは、ハイパーソニック・サウンドを用いた実験を以下の通り実行し、以下の実験結果を得たので以下に説明する。ここでは、特に、ハイパーソニック・エフェクトの発現における聴覚気導系以外の生体システムの役割について、図36乃至図42を参照して説明する。

【 0 1 4 9 】

ここで、図36は本発明の実施例1に係る信号記録再生システムの構成を示すブロック図である。また、図37(a)は図36の信号記録再生システムにおける音源の電気信号を示すスペクトル図であり、図37(b)は当該信号記録再生システムにおけるスピーカ

50

システムを介した音のスペクトル図であり、図 37 (c) は当該信号記録再生システムにおけるスピーカシステムを介した減衰された超高周波成分 (HFC) のスペクトル図であり、図 37 (d) は当該信号記録再生システムにおけるイヤホンシステムを介した音のスペクトル図である。さらに、図 38 は図 36 の信号記録再生システムの実験結果であって、図 38 (a) は可聴域成分 (LFC) をスピーカシステムを介して被験者に印加しかつ超高周波成分 (HFC) をイヤホンシステムを介して被験者に印加したときの α EEG の正規化パワー、聴取レベル及び快適聴取レベル (Δ CLL) を示すグラフであり、図 38 (b) は可聴域成分 (LFC) をイヤホンシステムを介して被験者に印加しかつ超高周波成分 (HFC) をイヤホンシステムを介して被験者に印加したときの α EEG の正規化パワー、聴取レベル及び快適聴取レベル (Δ CLL) を示すグラフであり、図 38 (c) は可聴域成分 (LFC) をイヤホンシステムを介して被験者に印加しかつ超高周波成分 (HFC) をスピーカシステムを介して被験者に印加したときの α EEG の正規化パワー、聴取レベル及び快適聴取レベル (Δ CLL) を示すグラフであり、図 38 (d) は可聴域成分 (LFC) をイヤホンシステムを介して被験者に印加しかつ超高周波成分 (HFC) をスピーカシステムを介して音絶縁化された被験者に印加したときの α EEG の正規化パワー、聴取レベル及び快適聴取レベル (Δ CLL) を示すグラフである。またさらに、図 39 は図 38 (a) の場合における被験者頭部の α 2 帯域成分強度の Z スコア (図面下部は Z スコアのグレースケールを示す。) を示す図であり、図 40 は図 38 (b) の場合における被験者頭部の α 2 帯域成分強度の Z スコア (図面下部は Z スコアのグレースケールを示す。) を示す図であり、図 41 は図 38 (c) の場合における被験者頭部の α 2 帯域成分強度の Z スコア (図面下部は Z スコアのグレースケールを示す。) を示す図であり、図 42 は図 38 (d) の場合における被験者頭部の α 2 帯域成分強度の Z スコア (図面下部は Z スコアのグレースケールを示す。) を示す図である。

【0150】

すなわち、図 36 は、本実施例 1 に係る実験で用いた実験システムを示す。80 dB / oct の減衰率を有し、通過周波数帯域リップルが ± 1 dB である高域通過フィルタ及び低域通過フィルタ 311, 312 を用いて、22 kHz をクロスオーバー周波数として、それぞれのステレオ音源信号は可聴域成分 (LFC) と超高周波成分 (HFC) に分離波され、両者は独立に増幅された後、イヤホン 334, 334 及び / 又はスピーカシステム 330, 330 を介して、それぞれが別々にあるいは同時に呈示された。

【0151】

図 37 は、様々な音素材の音呈示全区間から計算した平均パワースペクトルであって、左チャンネルのデータのみを示す。図 37 (a) は音源の電気信号のスペクトルを示し、図 37 (b) はバイチャンネル再生システムでスピーカを介して再生した音のスペクトルを示す。なお、パワーは被験者 340 の位置で録音したデータに基づいて計算した。図 37 (c) は衣服と遮蔽物によるスピーカシステム 330, 330 を介して呈示された減衰された超高周波成分 (HFC) のスペクトルを示す。被験者 340 は、音遮蔽用の音絶縁化全身コート 360 を着用する条件以外のすべての実験では T シャツを着用した。図 37 (d) はバイチャンネル再生システムでイヤホン 334, 334 を介して再生した音のスペクトルを示す。ここで、パワーはイヤホン 334, 334 を介して、成人男性の耳道の平均の長さである 3.5 cm 離れた位置で録音した信号から計算した。

【0152】

図 38 乃至図 42 は、異なる実験条件において計測された脳波活動と被験者が調整した聴取音量を示す。図 38 (a) 及び図 39 は、可聴域成分 (LFC) と超高周波成分 (HFC) の両者をスピーカシステム 330, 330 を介して呈示した場合であり、図 38 (b) 及び図 40 は、可聴域成分 (LFC) と超高周波成分 (HFC) の両者をイヤホン 334, 334 を介して呈示した場合である。また、図 39 (c) 及び図 41 は、可聴域成分 (LFC) をイヤホン 334, 334 を介して呈示し、超高周波成分 (HFC) をスピーカシステム 330, 330 を介して呈示した場合である。さらに、図 38 (d) 及び図 42 は、可聴域成分 (LFC) をイヤホン 334, 334 を介して、超高周波成分 (HFC) をスピーカシステム 330, 330 を介して呈示した場合である。

C)をスピーカシステム330, 330を介して呈示した場合である。ただし、被験者340の体表面が超高周波成分(HFC)に曝露するのを防ぐため音遮蔽を行った(詳細後述)。ここで、図38の各左側グラフは、正規化された自発脳波 α 成分(α -EEG)のすべての被験者の平均値と標準誤差を示す。また、図39乃至図42のマッピング図は、音呈示の最終100秒間の各電極における α 2帯域成分の強度について、対比較をした統計値t値を自由度に依存しないz値に変換した値の被験者340の頭部341の頭皮上分布を示している。図39乃至図42において、濃くなるほど、後述するFRS条件において可聴域成分(LFC)単独条件と比較して、 α 2帯域パワーがより有意に高いことを示している。さらに、図38の各右側グラフは、すべての被験者340の平均聴取レベルの推移を示し、棒グラフは、FRS条件におけるCLLと可聴域成分(LFC)単独条件における快適聴取レベル(CLL)との差分(Δ CLL)の平均(及び標準誤差)を示している。正の値はFRS条件において、快適聴取レベル(CLL)がより高かったことを示している。

10

【0153】

まず、実施例1の概要について以下に説明する。ヒトは20kHzを超える弾性振動を知覚できないにもかかわらず、超高周波成分(HFC)を豊富に含む非定常な音は、聴く人の脳幹と視床を含む脳深部を活性化し様々な生理、心理、行動反応を引き起こす。本発明者らはこれらの現象を「ハイパーソニック・エフェクト」と総称して報告してきた。しかしながら、可聴域上限を超える振動刺激が古典的な気道聴覚系のみを介して変換され知覚されるのか、それともなんらかの他のメカニズムがその変換と知覚に関与しているのかは明らかではない。この実施例1に係る実験では、聴こえないHFCと聴こえるLFCを気道聴覚系に相当する耳に選択的に呈示した場合と、他のなんらかの振動受容メカニズムを含むかもしれない頭部を含む全身の体表面に呈示した場合において、ハイパーソニック・エフェクトの出現がどのように違うかを、異なる原理に基づく独立した2つの計測指標、すなわち(1)中心頭頂後頭部から記録した自発脳波の α 2成分と(2)快適聴取音量の自発的な調整行動、を用いて検討した。それらの一致した結果は、ハイパーソニック・エフェクトは聴取者の頭部を含む体表面がHFCに暴露した場合にのみ発生し、HFCが気道聴覚系に選択的に呈示された場合には発生しなかった。この結果は、従来から知られている気道聴覚系が単独でハイパーソニック・エフェクトの発生に関与していると限定して考えることを困難に導くとともに、気道聴覚系とは異なる何らかの生体システムが人間の可聴域上限を超えた弾性振動の受容と変換にかかわっている可能性をも考慮する必要があることを示唆している。

20

30

【0154】

次いで、実施例1の背景技術について以下に説明する。ヒトが20kHzを超える弾性振動を音として知覚できないことは広く受け入れられている。それにもかかわらず、超高周波成分(HFC)を豊富に含む非定常な音は、そこから超高周波成分(HFC)を取り除いた以外まったく同じ音と比較して、聴く人の脳幹と視床の血流をより増加させ自発脳波の後頭部 α 帯域成分のパワーをより増大させることが報告されている(例えば、非特許文献13-15, 25, 26参照。)。加えて、この超高周波成分(HFC)を含むことによって、音はより美しく快く聴こえるようになり、聴取者は快適な聴取のためにその音量をより大きく調整する、すなわちより大きな快適聴取レベル(Comfortable Listening Level: CLL)を選択するよう自発的に行動するのである(例えば、非特許文献13, 14, 24-26参照。)。本発明者らはこれらの現象を総称してハイパーソニック・エフェクトと名付けた。この現象の発見(例えば、非特許文献14参照。)は、音響産業に対して大きなインパクトを与え、可聴域上限を超える周波数成分を含む音を記録できるSACD、DVD-オーディオ(Audio)など新しいデジタル音メディアの開発を促してきた。しかしながら、ハイパーソニック・エフェクトの発生にかかわる生物学的基盤については、いまだ明かではない。

40

【0155】

ハイパーソニック・エフェクトは、人間の聴覚系の機能と密接な関連をもった現象であ

50

るにもかかわらず、従来の聴覚生理学の知見では説明が困難な特性をいくつか含んでいる。例えば、人間では、中耳にある耳小骨と内耳にある基底膜の機械的特性とによって、20 kHzを超える周波数の空気振動はほとんど内耳に伝達されない。さらに、ハイパーソニック・エフェクトによって引き起こされる生理・心理・行動に及ぶ広範な反応は、いずれもHFC単独の呈示では惹起することができない。このことは、超高周波成分(HFC)が生体にもたらす効果が、特定の周波数帯域をもった弾性振動に対する単純な刺激応答としてではなく、可聴域成分(LFC)(可聴帯域成分の音をいう。以下、同様である。)との複雑な相互作用によって発生していることを示している。これらの事実は、少なくとも現時点において、ハイパーソニック・エフェクトの発生メカニズムをこれまで知られている聴覚生理学の知識によって矛盾なく説明することを困難に陥れている。

10

【0156】

そこで、この実施例1に係る実験では、ハイパーソニック・エフェクトという特異な現象の生体メカニズムを明らかにするための第一歩として、それが通常の気導性聴覚神経系単独の応答であるのかどうか、それ以外の受容応答系の関与を否定し、あるいは無視することが可能であるのかどうかについて検討することにした。そのために、予めハイパーソニック・エフェクトを発生させ得ることが確認されている音源(例えば、非特許文献15参照。)の周波数成分を、可聴域成分(LFC)と可聴域を超える超高周波成分(HFC)とに分割し、可聴域成分(LFC)を気導聴覚系に呈示している条件下で、超高周波成分(HFC)を気導聴覚系にのみ選択的に呈示し、あるいはその反対に、超高周波成分(HFC)を気導聴覚系を除外したそれ以外の様々な振動受容系を含むであろう身体表面に呈示して、両者の間でハイパーソニック・エフェクトの発生に差が生じるかどうか、差があった場合、それはどのような違いであるかについて比較検討することにした。

20

【0157】

この検討にあたって、仮に、気導性聴覚神経系以外に人間の身体に具わった何らかの振動受容システムが関与する可能性が存在する場合を考慮すると、できるだけそれらを見逃さないためには、被験者の体表面全体が超高周波成分(HFC)によく暴露される必要がある。それと同時に、この比較検討を効果的に実現するためには、実験条件として呈示される以外のあらゆる弾性振動性の雑音の実験系から十分に排除又は遮断されていなければならない。これらの点において、現時点で最も有力な非侵襲脳機能計測手法である機能的磁気共鳴画像法(fMRI)及びポジトロン断層撮像法(PET)には、効果的な実験を妨げるきわめて深刻な限界が存在していることが予備的検討からわかった。すなわち、MRI装置やPET計測装置において画像撮像中に被験者が横たわらなければならない当該装置の検出器部分は一般に筒状の構造をとり、その構造が、呈示音とりわけ超高周波成分(HFC)が頭部を含む体表面に直接到達するのを無視できないレベルで妨げる。加えて、MRI装置では、その急速な傾斜磁場の切り替えによって発生する巨大な振動が呈示音よりも遥かに大きな音量に達して呈示音それ自体をその中に埋没させ、決定的な障害となる。PET計測装置でも、ファンノイズを始め、装置から空中に放出され、あるいはベッドを介して被験者に伝わってくる機械振動性のノイズが、可聴域上限以上に及ぶ超高周波成分(HFC)を少なからず含み、呈示音を強く汚染して超高周波成分(HFC)の有り無しの境界を曖昧にする。しかも、これらの雑音を除去することは、現時点ではきわめて困難である。これらによって、MRI装置やPET計測装置を使った予備的な実験では実験条件の違いが判然と結果に反映せず、現時点で一般的なMRI装置やPET計測装置を使ってこの実験目的に有効な実験を行うことはきわめて困難であることが判明した。

30

40

【0158】

そこで、本実施例に係る実験ではこの問題を克服するために、ハイパーソニック・エフェクトの発生を鋭敏にとらえそれを的確に計測しうることが実績によって裏づけられ、報告されている複数の指標の中から、MRI装置やPET計測装置に見られる前記の障害を持たない指標を複数選択し、実験を行うことにした。この観点から、無線伝送方式による自発脳波を指標とする生理学的計測法と最適聴取レベル調整法を用いた行動学的評価法(例えば、非特許文献13, 24 - 26参照。)という、互いに異なる原理に基づく2つの

50

計測・評価手法を採用したのである。無線伝送方式による自発脳波計測は、機械振動性のノイズを発生しない上、被験者が計測の際にベッド上に仰臥する必要がないため、座位や立位をとることによって、呈示音を体表面の広い領域に到達させることが容易に実現する。この際、本実施例に係る実験では、特に、中心頭頂後頭部の7電極から記録された自発脳波の α 2帯域成分パワーの平均値(以下、 α -EEGという。)を、ハイパーソニック・エフェクトの電気生理学的指標として用いた。その背景は、上記の指標が超高周波成分(HFC)を含む音によって引き起こされる深部脳組織の血流変化と平行することに基づく(例えば、非特許文献11参照。)

【0159】

この実験の結果、超高周波成分(HFC)のみを選択的に呈示したときにはハイパーソニック・エフェクトが発生しないのに対して、超高周波成分(HFC)を気導聴覚系を除外した頭部を含む身体表面に呈示した場合にはハイパーソニック・エフェクトが発生することが、上記の2つの独立した原理に基づく計測指標の一致した結果として示された。この結果は、ハイパーソニック・エフェクトに見られる可聴域上限を超える超高周波成分(HFC)を豊富に含む空気振動に対する人間の受容応答について、既知の気導聴覚系だけが単独に関与するものとしそれ以外の受容応答系の関与を否定するモデルが、成立困難であることを示唆している。

【0160】

次いで、実験方法及び被験者について以下に説明する。健康な日本人の被験者が脳波と行動実験に参加した。それぞれの実験に参加した被験者の数、性別、年齢についてのデータは結果の章で呈示している。被験者のいずれも神経学的又は精神医学的な障害の病歴を有していなかった。すべての被験者から実験前に書面で同意を得た。すべての被験者にとって、音源として用いられた楽器の実際の音は慣れ親しんでものであった。

【0161】

次いで、音源及び呈示システムについて以下に説明する。音刺激はインドネシア・バリ島の伝統的なガムラン楽曲「ガンバン・クタ」を用いた。この音源は顕著なゆらぎ構造をもつ超高周波成分(HFC)を豊富に含んでおり、これまでの実験においてハイパーソニック・エフェクトを発生させる上で実績を持っている。バイチャンネル音呈示システム(例えば、非特許文献15, 26参照。)が音刺激を呈示するために用いられた。80 dB/octの減衰と通過周波数帯域のリップルが ± 1 dBである高域通過及び低域通過フィルタ(日本国横浜市の株式会社エヌエフ回路設計ブロック製CF-6FH及びCF-6FL)を用いて、22 kHzをクロスオーバー周波数として、音源信号は可聴域成分(LFC)と超高周波成分(HFC)とに分離され、独立に増幅された後、イヤホン334, 334又はスピーカシステム330, 330から、それぞれが別々にあるいは同時に呈示された。従来、音質評価のために音を呈示する目的で使われてきた典型的な音呈示システムでは、超高周波成分(HFC)を含むフルレンジサウンドはオールパス回路を通過したフィルタされない音源信号として呈示されるのに対して、超高周波成分(HFC)を含まない高周波除去サウンドは音源信号をローパスフィルタを通過させたものとして呈示されていた(例えば、非特許文献10, 16参照。)。従って、可聴域成分(LFC)は周波数特性や群遅延特性などの伝達特性が互いに異なった別々の回路を通過して信号が呈示されることになる。加えて、両条件間では混変調歪みが可聴域成分(LFC)に対して異なった影響を及ぼす可能性がある。従って、超高周波成分(HFC)を含む音と含まない音との間に何らかの差が検知されたとしても、それが超高周波成分(HFC)が加わったことによる効果ではなく、可聴域成分(LFC)の違いに起因するものである可能性を排除することが困難である。本発明者らが開発し本実験で用いたバイチャンネル呈示システム(例えば、非特許文献26参照。)では、これらの問題が原理的に回避されている。

【0162】

次いで、図36のシステムに構成について以下に説明する。図36において、同様のものについては同一の符号を付している。

【0163】

10

20

30

40

50

図36において、所定のハイパーソニック・サウンドの信号データを予め記録した信号源ディスク（例えば、DVD-ROM又はDVD-Rなどの記録媒体）をプレイヤ301にセットしてハイパーソニック・サウンドの信号データを再生する。当該信号データは前置増幅器302によりD/A変換されかつ増幅された後、左チャンネル回路310及び右チャンネル回路320の各高域通過フィルタ（HPF）311及び各低域通過フィルタ（LPF）312に入力される。左チャンネル回路310と右チャンネル回路320は高域通過フィルタ（HPF）311と、各低域通過フィルタ（LPF）312と、4個のスイッチSW1, SW2, SW3, SW4と、HFCチャンネルイヤホン増幅器313a及びLFCチャンネルイヤホン増幅器313bからなるイヤホン増幅器313と、HFCチャンネル電力増幅器314a及びLFCチャンネル電力増幅器314bからなる電力増幅器314とを備えて、互いに同様に構成される。両方のチャンネル回路313, 314において、高域通過フィルタ311から出力される超高周波成分（HFC）の電気信号はスイッチSW1及びHFCチャンネルイヤホン増幅器313aを介してイヤホン334のツイータイヤホン素子334aに出力されるとともに、スイッチSW3及びHFCチャンネル電力増幅器314aを介してスピーカシステム330のツイータ331に出力される。また、低域通過フィルタ312から出力される可聴域成分（LFC）の電気信号はスイッチSW2及びLFCチャンネルイヤホン増幅器313bを介してイヤホン334の可聴域再生用フルレンジイヤホン素子334bに出力されるとともに、スイッチSW4及びLFCチャンネル電力増幅器314b及びスピーカシステム330の電力分配ネットワーク335を介して可聴域再生用フルレンジスピーカ332及びウーファ333に出力される。

【0164】

ここで、1対のスピーカシステム330, 330は被験者340の左右の両脇に載置されるとともに、1対のイヤホン334, 334は被験者340の両耳の外耳道に挿入される。以下の実験条件に依存して、被験者340の頭部341はフルフェースヘルメット350により実質的にその全体が被覆され、被験者340の頭部341以外の実質的な全身は遮音性の音絶縁化全身コート360により実質的にその全体が被覆される。また、以下の実験条件に依存して、スイッチSW1, SW2, SW3, SW4がオン又はオフされる。ここで、1対のスピーカシステム330, 330は被験者340の耳から2.0mの距離の位置に設置した。また、イヤパッドのない挿入型の独自に開発したイヤホン334を用いた。イヤホン334の耳道挿入部は、硬質プラスチックの射出成型による厚さ約2～3ミリメートル程度の筐体構造を形成し、左右チャンネルとも超高周波成分（HFC）用と可聴域成分（LFC）用の2つの振動発生イヤホン素子334a, 334bをそれぞれ有する。

【0165】

図37は、図36のバイチャンネル呈示システムを用いて実際に再生した空気振動を被験者位置でマイクロフォン（B&K製4939型）で記録したパワースペクトラムである。使用した音楽全曲200秒間を、FFTアナライザ（小野測器製）で解析した平均パワースペクトルを示している。聴覚に限らずどのような点においても無音状態と異なる感覚を覚えたらボタンを押すように被験者に指示して（しておいて又はした上で）、実験に用いた超高周波成分（HFC）のみを呈示したところ、スピーカシステム330, 330及びイヤホン334, 334のいずれから超高周波成分（HFC）を呈示した場合にも、どの被験者も無音状態との違いを指摘することはできないことを確認した。このことは、人間は20kHzを超える周波数帯域の弾性振動を音として認識することができないという知識（例えば、非特許文献6, 20, 23参照。）ともよく合致する。

【0166】

脳波実験と行動実験のそれぞれを4つのサブ実験から構成した。すなわち、この4つのサブ実験の実験条件は以下の通りである。

（1）可聴域成分（LFC）と超高周波成分（HFC）の両者をスピーカシステム330, 330を介して呈示する。

（2）可聴域成分（LFC）と超高周波成分（HFC）の両者をイヤホン334, 334

を介して呈示する。

(3) 可聴域成分 (LFC) はイヤホン 334, 334 を介して呈示し、超高周波成分 (HFC) はスピーカシステム 330, 330 を介して呈示する。

(4) 可聴域成分 (LFC) はイヤホン 334, 334 を介して呈示し、超高周波成分 (HFC) はスピーカシステム 330, 330 を介して呈示するが、被験者 340 の頭部 341 及び体表面が超高周波成分 (HFC) に曝露しないよう、それらの部分を遮音材であるフルフェースヘルメット 350 及び音絶縁化全身コート 360 でカバーする。

【0167】

すべての実験で2つの条件を比較した。すなわち可聴域成分 (LFC) と超高周波成分 (HFC) を呈示するフルレンジ状態条件 (以下、FRS 条件という。) と、可聴域成分 (LFC) のみを呈示する LFC 単独条件である。すべての実験は音響遮音室 (acoustically isolated room) の中で実施した。不快適性を避けるために被験者 340 のまわりの環境に特別な注意を払った。

【0168】

次いで、EEG の測定方法について以下に説明する。それぞれの実験では、FRS 条件と LFC 単独条件のそれぞれの条件について2試行 P、Q ずつを数分の試行間隔をあけ、試行 P - 試行 Q - 試行 Q - 試行 P の順序で実施した。被験者毎に FRS 条件と LFC 単独条件が試行 P と試行 Q、又は試行 Q と試行 P にそれぞれ振り分けられ、その振り分け方は被験者間で計数値のバランスをとった。それぞれの試行 P、Q において、全曲を2回繰り返し返し 400 秒間続く音呈示を行った。ここで、被験者 340 は、自然に目を開けているように指示された。脳波は、被験者 340 に対する拘束度を最小限にするため WEE-6112 型テレメトリシステムを用いて、国際 10-20 法に基づく頭皮上 12 電極 (電極名: Fp1, Fp2, F7, Fz, F8, C3, C4, T5, Pz, T6, O1 及び O2) から、耳朵連結を基準電極として 1-60 Hz (-3 dB) のフィルタ設定で記録し、周波数成分解析の対象とした。1秒ずつオーバーラップさせた2秒の解析区間について 256 Hz のサンプリング周波数、0.5 Hz の周波数解像度で FFT で電極毎のパワーを求めた。それから各電極における 10.0 - 13.0 Hz の帯域成分のパワーの平方根を $\alpha 2$ 帯域脳波の等価電位として計算した。被験者間のばらつきを取り除くため、各電極のデータは被験者毎にすべての解析区間、すべての電極、すべての条件を通して平均した値で正規化した。アーチファクト (欠陥部) を含む区間を除外した後、中心頭頂後頭部の 7 電極 (電極名: C3, C4, T5, Pz, T6, O1, O2) から得られたデータを平均してその平均値を α -EEG とし、2つの条件間で比較した。この指標は、ハイパーソニック・エフェクトの神経基盤と考えられる脳深部の神経ネットワーク全体の活性と有意に相関することが示されている (例えば、非特許文献 11 参照。)

【0169】

脳波の経時データは音呈示に対して明らかな遅延を示すため (例えば、非特許文献 15 参照。)、FRS 条件と LFC 単独条件の間の違いについての統計的評価は、全区間 400 秒、後半 200 秒間、最終 100 秒に関して対応のある t 検定を用いて実施した。また、各電極における $\alpha 2$ 帯域成分の強さを両条件間で比較した時の統計値 t 値を自由度に影響されない z 値に変換し、それに基づいて 2565 点の格子点における値を線形補完によって計算した (例えば、非特許文献 5, 22 参照。)。それらのデータに基づいて等電位カラーマップを作成することによって、 α 帯域成分の変化の頭皮上分布についても検討を行った。

【0170】

次いで、快適な聴取レベルについて以下に説明する。それぞれの実験では、FRS 条件と LFC 単独条件のそれぞれについて2セッションずつを数分の試行間隔をあけて実施し、順序は被験者間でカウンターバランスをとった。1つのセッションは5試行からなり、それぞれは200秒間の音試料の呈示に相当する。1つのセッションの中では、FRS 条件又は LFC 単独条件のいずれか同一のものが一貫して呈示された。聴取音量レベルは統合型騒音計 (小野測器製 LA-5111 型) を用いて等価音圧レベル又は等価騒音レベ

10

20

30

40

50

ル (equivalent continuous A-weighted sound pressure level) [単位 LAeq] として計測された。この計測法では、20 kHz 以下の周波数成分の等価音圧レベル (LAeq) のみが計測されるため、22 kHz 以上の超高周波成分 (HFC) が存在することにより計測された等価騒音レベルの値は影響を受けないことを特記しておく。第1のセッションでは、被験者は固定したボリュームで音を聴取した。それらの音量レベルは、スピーカシステム 330, 330 を介して呈示した場合は 79.5 dB (LAeq) に相当し、イヤホン 334, 334 を介して呈示した場合は、主観的にそれと同じ大きさに感じるレベルとした。それに引き続く3回のセッションでは、被験者は自由に音量を主観的に最も快適に感じるレベルに調整するように指示された。音量調整は、プレイヤー 301 と前置増幅器 302 の間に挿入された電動フェーダー (電動音量調整器: 英国のペニー・アンド・ジャイルズ製 PGFM 3000 型) をアップ・ダウン・スイッチで遠隔制御することによって実施した。被験者が音量調整を行うときには、視覚的あるいは触覚的な手がかり情報は与えられなかった。その後、最終試行では、被験者がその前のセッションで最終的に調整した音量で音楽を聴取した。このようにして計測された最終試行における聴取音量を CLL とした。これらの実験はダブルブラインド下で実施された。すなわち、1名の実験者が音刺激の呈示を担当し、呈示条件を知らされていない別の実験者が被験者への教示と聴取音量レベルの計測を担当した。被験者は、それぞれのセッションが FRS 条件又は LFC 単独条件のいずれに相当するかを知らされていないかった。統計的評価は対応のある t 検定を用いた。

【0171】

次いで、EEG 実験結果について以下に説明する。FRS 条件で可聴域成分 (LFC) 及び超高周波成分 (HFC) をスピーカシステム 330, 330 を介して被験者 340 (男性 5 名、女性 7 名、年齢 25 - 51 歳) に呈示した場合には、LFC 単独条件と比較して α -EEG は有意に増大しており、ハイパーソニック・エフェクトが発生していることが確認された (図 38 (a) の左側グラフ及び図 39 参照。)。 α -EEG の増加は、音呈示期間の後半になるに従ってより顕著となっていた (全体 400 秒で有意確率 $p = 0.17$ 、後半 200 秒で有意確率 $p = 0.047$ 、最終 100 秒で有意確率 $p = 0.021$)。このことはハイパーソニック・エフェクトの発現と消退に時間的な遅れを伴うとした本発明者らのこれまでの報告とよく一致している (例えば、非特許文献 15 参照。)

【0172】

可聴域成分 (LFC) と超高周波成分 (HFC) の両成分ともイヤホン 334, 334 を介して耳に限定的に呈示した場合 (被験者男 6、女 9、年齢 25 ~ 65 歳) には、 α -EEG は FRS 条件と LFC 単独条件との間で違いが認められなかった (図 38 (b) の左側グラフ及び図 40 参照。全体 400 秒で有意確率 $p = 0.45$ 、後半 200 秒で有意確率 $p = 0.88$ 、最終 100 秒で有意確率 $p = 0.41$)。これとは対照的に、可聴域成分 (LFC) はイヤホン 334, 334 を介して呈示し、超高周波成分 (HFC) をスピーカシステム 330, 330 を介して主に頭部と身体前面の体表面に呈示した場合には (男 7、女 8、年齢 25 ~ 65 歳)、 α -EEG は、FRS 条件時に LFC 単独条件と比較して、呈示時間の後半において有意に増大していた (図 38 (c) の左側グラフ及び図 41 参照。全体 400 秒で有意確率 $p = 0.054$ 、後半 200 秒で有意確率 $p = 0.029$ 、最終 100 秒で有意確率 $p = 0.0020$)。一方、音絶縁化フルフェイスヘルメット 350 と遮音性の音絶縁化全身コート 360 を用いて、被験者 340 (男 5、女 8、年齢 25 - 65 歳) の頭部 341 と体表面をスピーカシステム 330, 330 を介して呈示される超高周波成分 (HFC) の曝露から遮蔽したところ、FRS 条件における α -EEG の増加は顕著に抑制された (図 38 (d) の左側グラフ及び図 42 参照。全体 400 秒で有意確率 $p = 0.42$ 、後半 200 秒で有意確率 $p = 0.64$ 、最終 100 秒で有意確率 $p = 0.47$)。これらのデータは、超高周波成分 (HFC) が頭部 341 及び / 又は体表面に到達するように呈示されたときにのみハイパーソニック・エフェクトが発生することを示している。

【0173】

次いで、行動実験とその実験結果について以下に説明する。快適聴取レベルCLLを用いた行動計測は脳波実験の結果と一致していた。可聴域成分(LFC)と超高周波成分(HFC)の両者がスピーカシステム330, 330を介して被験者(男5, 女5, 25 - 65歳)に呈示されたとき(図38(a)の右側グラフ参照。)、あるいは可聴域成分(LFC)はイヤホン334, 334を介して、超高周波成分(HFC)はスピーカシステム330, 330を介して被験者340(男5, 女5, 年齢31 - 65歳)に呈示された時(図38(c)の右側グラフ参照。)には、被験者340はFRS条件ではLFC単独条件と比較して、快適に聴取するための音量を自発的により大きく調整した。これとは対照的に、可聴域成分(LFC)と超高周波成分(HFC)の両者がイヤホン334, 334を介して呈示されたときには、被験者340(男3, 女6, 年齢25 - 50歳)は、聴取レベルをFRS条件とLFC単独条件との間で同じ大きさに調整した(図38(b)の右側グラフ参照。有意確率 $p = 0.96$)。可聴域成分(LFC)がイヤホン334, 334を介して、超高周波成分(HFC)がスピーカシステム330, 330を介して、超高周波成分(HFC)への曝露から遮蔽された被験者340(男4, 女5, 年齢34 - 65歳)に対して呈示されたときには、FRS条件における快適聴取レベルCLLの増加は顕著に抑制されていた(図38(d)の右側グラフ参照。有意確率 $p = 0.27$)。

【0174】

次いで、上述の実験結果について以下に考察する。この実験では、ハイパーソニック・エフェクトの発生メカニズムを明らかにするための第一歩として、この現象の発生に気導聴覚系以外の受容応答系が関与している可能性を否定できるかどうかを検討した。そのために、可聴域成分(LFC)と超高周波成分(HFC)とをスピーカシステム330, 330を経由して被験者360の頭部341を含む身体表面の広い領域に、又はイヤホン334, 334を経由して耳から気導系だけに選択的に、様々な組み合わせで呈示して、ハイパーソニック・エフェクトが発現する状態を調べた。この実験の要求する特異な条件に適合性が高いものとして選択した互いに原理の異なる2つの計測評価手法、すなわち、中心頭頂後頭部の電極から記録された自発脳波の α 2帯域のパワー(α -EEG)計測法と、行動学的評価指標である快適聴取レベル評価法とは、いずれも、PET計測装置やfMRI装置を使った予備的検討においては実現困難であったクリアカットな結果をもたらした。この実験における手法選択の妥当性を結果的に支持している。

【0175】

脳波の後頭部優位律動のパワーと相関する神経活性をもった脳内部位は大きく3つに分けられる(例えば、非特許文献19参照。)。1つは α 波の直接の電位発生源となっている大脳皮質の活動であり、 α 波のパワーと負の相関を示す後頭部視覚野の活動が相当する。2つめは、 α 波の直接の電位発生源ではないが、その律動形成に直接かかわっている皮質-皮質下ループの活動であり、視床がこれに相当する。3つ目は α 波の発現に間接的な影響を及ぼす機能的連関を反映した部位であり、大脳辺縁系や脳幹がこれに相当すると考えられる。本実施例の検討で用いた α -EEGの変化は、後者2つに関連したものと考えられる。本発明者らが先に報告した脳波と脳血流の同時計測データ(例えば、非特許文献15参照。))を主成分分析を用いて再解析したところ(例えば、非特許文献11参照。)、FRS条件とLFC単独条件との間で最も顕著な脳血流変化を示す第1主成分として視床、脳幹、視床下部といった脳深部を中心として前頭前野や前帯状回へと広がる神経ネットワークが描出された。この脳血流第1主成分の強度は、同時に計測した脳波成分のうち中心部から頭頂後頭部にかけての7電極(電極名:C3, C4, T5, Pz, T6, O1, O2)それぞれから記録された α 2帯域のポテンシャルと統計的有意な正の相関を示すとともに、それらの平均値とも有意な正の相関を示した(例えば、非特許文献11参照。)。この所見は本発明者らのこれまでの報告(例えば、非特許文献15、18参照。))や、他の報告(例えば、非特許文献7参照。))とも一致している。さらに、本発明者らがこれまでにハイパーソニック・エフェクトの神経生理学的基盤として報告した超高周波成分(HFC)を豊富に含む音による視床及び脳幹の活性化の所見とも矛盾しない。従って、本実施例で用いた脳波指標によって検出されたハイパーソニック・エフェクトは、脳幹や

視床を含む脳深部神経ネットワークの活性化を相当程度反映したものと考えるのは妥当であろう。これらの脳部位は、前頭前野をはじめとする脳内の様々な部位にモノアミン神経系を投射しており（例えば、非特許文献17参照。）、報酬系を介した快感を誘起することによって（例えば、非特許文献21参照。）、接近行動を誘発すると考えられる。

【0176】

快適聴取レベルCLLは、被験者が意識できない、あるいは被験者が簡単に言葉で表現することのできないようなわずかな音質の違いを検出するために用いられる指標である（例えば、非特許文献3, 12参照。）。この計測の基本的な戦略は、被験者はより好ましい刺激をより大きな音量で受容するようふるまうということである。従って、被験者が超高周波成分（HFC）を含む音をより大きな音量で、すなわちより大量に受容しようとするという快適聴取レベルCLLを用いた実験結果は、脳の報酬系の活動をなんらかの形で反映したものと考えることが可能である。この説明は脳波実験の結果ともよく一致する。その一方で、超高周波成分（HFC）が何らかの抑制効果をもち、その効果は抑制されるもの（すなわち、本実施例では、可聴域成分（LFC））が同時に呈示されたときのみ発揮されるという説明も可能かもしれない。本実施例に係る実験からはこの可能性についてはっきりとさせることはできなかった。

【0177】

本実施例に係る実験の構成における重要なポイントは、ハイパーソニック・エフェクトが超高周波成分（HFC）単独では発現せず、超高周波成分（HFC）と可聴域成分（LFC）との相互作用によって発現するという特異性への注目である。これに基づいて、超高周波成分（HFC）と可聴域成分（LFC）とを同時に呈示するFRS条件下と、可聴域成分（LFC）を単独で呈示するLFC単独条件下での応答反応を、気導系又はそれ以外の系の関与の有無が明瞭に反映されるように構成した設定のもとで比較した。被験者たちは、超高周波成分（HFC）がスピーカシステム330, 330又はイヤホン334, 334のいずれかを介して呈示されたときにも、それを音として感じることはなかった。それにもかかわらず、可聴域成分（LFC）と超高周波成分（HFC）との両者がともにスピーカシステム330, 330を経由して再生され、通常の気導性聴覚系と平行して、それ以外の受容応答系を有するかもしれない体表面の広い範囲にも両成分が呈示される条件のもとでは、同じくスピーカを経由して可聴域成分（LFC）だけが呈示されたときに比較して、 $\alpha 2$ 帯域のパワーが統計的に有意に増大するとともに、快適聴取音量が統計的に有意に大きく選択されるという結果が得られ、ハイパーソニック・エフェクトの発現が確認された。これは、これまでの報告と一致するものである（例えば、非特許文献13 - 15, 24 - 26参照。）。

【0178】

一方、超高周波成分（HFC）と可聴域成分（LFC）の両者ともイヤホン334, 334を経由して気導聴覚系だけに選択的に呈示されたときには、2つの指標いずれにおいてもハイパーソニック・エフェクトの発現は認められなかった。この条件は、気導聴覚系のみに対して純粋に可聴域成分（LFC）と超高周波成分（HFC）とを呈示した理想的な設定であり、ハイパーソニック・エフェクトが気導聴覚系のみに関与によって引き起こされるのであれば、それに対応した理想的な状態でハイパーソニック・エフェクトの発現が観察されるものと期待される。それにもかかわらずハイパーソニック・エフェクトの発現がまったく認められないというこの事実は、超高周波成分（HFC）に対する気導聴覚系の受容応答可能性に対して重大な留保を導く。

【0179】

それに対して、可聴域成分（LFC）をイヤホン334, 334を経由して気導聴覚系だけに選択的に呈示した状態で超高周波成分（HFC）をスピーカシステム330, 330を経由して全身に呈示したときには、適用した2つの指標のどちらにおいても、ハイパーソニック・エフェクトの発現が統計的に有意に観察された。この実験で用いたイヤホン334, 334は、硬質プラスチックの射出成型による厚さ約2～3ミリメートル程度の挿入型の筐体構造をもち、スピーカシステム330, 330を介して大気中に送り出され

た超高周波成分（H F C）がイヤホン 3 3 4 , 3 3 4 の筐体を透過して耳道に入ることをはほぼ完全に妨げているため、超高周波成分（H F C）が気導聴覚系に到達することはない。また、この条件下では、超高周波成分（H F C）は大気中、可聴域成分（L F C）は耳道内という互いに隔離された空気回路を別々に通過するため、超高周波成分（H F C）と可聴域成分（L F C）とが大気中又は耳道内で接触してなんらかの物理的な相互作用を導くという仮説や、それによって修飾された可聴域成分（L F C）が聴覚神経系を介してハイパーソニック・エフェクトを引き起こすという仮説を成立困難に導いている。

【 0 1 8 0 】

一方、この実験では、可聴域成分（L F C）を気導聴覚系に呈示しつつ、超高周波成分（H F C）を気導聴覚系からは呈示せず頭部を含む身体表面に呈示した場合にのみ、ハイパーソニック・エフェクトの明瞭な発現が認められている。この事実は、第 1 に、気導聴覚系への H F C の呈示がハイパーソニック・エフェクト発現の条件として必ずしも必須ではないこと、第 2 に、同じく気導系以外の身体表面に超高周波成分（H F C）を呈示することが、ハイパーソニック・エフェクトの発現にすくなくとも有効であることを支持する。

10

【 0 1 8 1 】

同じ設定の実験において、スピーカシステム 3 3 0 , 3 3 0 を介して送り出された超高周波成分（H F C）を被験者の身体に達する直前の位置に防音素材を置いて高度に減弱させ、その身体表面への到達を妨げると、ハイパーソニック・エフェクトの発現は顕著に抑制されている。このことは、ハイパーソニック・エフェクトを発現させるためには身体表面に H F C を直接到達させることが必須であるとする仮説を導く。さらに、この実験においては、超高周波成分（H F C）が遮音素材によって著しく減弱させられながらも、わずかながら体表面に到達しているときには、それに見合った状態で α 波ならびに快適聴取音量がともに若干増加する傾向をみせており、被験者に到達する H F C の量がハイパーソニック・エフェクトの発現強度に關与している可能性が示唆されることも注目になる。このことは、超高周波成分（H F C）がその量に依存して変換され、超高周波成分（H F C）を増強するとハイパーソニック・エフェクトがより強力に発生するという本発明者らのこれまでの報告（例えば、非特許文献 2 5 参照。）とも矛盾しない。

20

【 0 1 8 2 】

なお、この実験条件下では、被験者は、超高周波成分（H F C）に対しては高度に遮断されているけれども、大気に対してはそれほどではなく、特に呼吸による周辺の大気を取り込みは、全く妨げられていない。このことは、超高周波成分（H F C）が大気中の化学物質に働きかけることによって、例えば、大気成分の組成の変化といった非生物学的な現象が導かれその反映としてハイパーソニック・エフェクトが発現するといった仮説の成立を困難にする効果を有する点においても、無視できない。

30

【 0 1 8 3 】

以上の知見を統括すると、可聴域上限を超える超高周波成分（H F C）を豊富に含む非定常な音が人間に導くハイパーソニック・エフェクトが、既知の気導聴覚系単独の關与のもとに発現するという仮説を支持する材料は、本実施例に係る実験の範囲では得られず、その仮説を留保することによって説明可能となるこれまで未知の事実が見出された。ここに見出された様々な実験事実は、気導聴覚系単独關与仮説によっては説明が不可能である一方、頭部を含む身体表面上に所在しあるいは窓口をもつ何らかの受容応答系の存在を想定することによって、その全体をほとんど矛盾なく説明することができる。従って、ハイパーソニック・エフェクトの発現メカニズムを既知の気導聴覚系単独の關与に限定して追及する枠組みにとどまることは限界が著しいだけでなく、肝心なものを見逃すリスクを伴うと考えられる。

40

【 0 1 8 4 】

既知の気導聴覚系に属さないどのようなメカニズムが超高周波成分（H F C）の受容と変換にかかわっているかを特異的に同定することは、本実施例に係る実験の射程外であるが、様々な生体システムが關与する可能性を視野に収めながら今後の検討をすすめること

50

ができる。例えば、体表面に呈示された機械振動情報を運ぶ神経系である体性感覚系の末梢受容器マイスナー小体及びパッチー二小体の周波数応答域は通常それぞれ5 - 80 Hzと80 - 600 Hzといわれているが（例えば、非特許文献4参照。）、これら既知の受容器が、人間の可聴域を超えるような超高周波振動に対して何らかの未知の反応性を有する可能性もあるかも知れない。

【0185】

また最近、健常人や内耳の機能障害により聴覚を喪失した患者が、骨導により音声信号によって変調された可聴域を超える超高周波成分を認識できることが超音波ヒアリングとして報告されている（例えば、非特許文献9参照。）。こうした骨導聴覚系が、ハイパーソニック・エフェクトの発現になんらかの影響を及ぼしている可能性を否定することはできない。

10

【0186】

さらに最近、感覚神経系の受容器以外の一般の非感覚細胞にも機械受容チャンネルが存在し、外来の機械刺激に対する細胞応答性を有することが明らかにされつつあり（例えば、非特許文献2参照。）、こうした機械刺激受容能は広範な生命現象を支える根本的機能として着目されている。特に、曾我部らは、一般性のある機械受容チャンネル遺伝子を真核細胞において同定することに成功している（例えば、非特許文献8参照。）。従って、空気振動としての超高周波成分（HFC）がこれら何らかの機械受容チャンネルを介して体細胞自体の状態変化（細胞内情報伝達系、遺伝子発現の遺伝子制御、代謝調節、酵素反応、膜透過、分子拡散など）に影響を及ぼし、その情報が神経細胞又は内分泌・免疫系などを含む化学的メッセンジャー系を介して脳に伝達されることにより可聴域音の受容に対して修飾的な影響を及ぼしている可能性などについては、特別な注意を払うべきだろう。これは、現在、医療分野で広く応用されている超高周波振動の生体に及ぼす影響が、神経機能以外のメカニズム、生体構成粒子のわずかな変異によって引き起こされる温熱効果やキャビテーション、マイクロストリーミングの形成、それに伴う様々な物理的及び化学的反応を背景としているという考え方（例えば、非特許文献1参照。）とも矛盾しない。

20

【0187】

結論として、当該実験結果は、ハイパーソニック・エフェクトの発現は、気導聴覚系ではないなんらかの未知の情報チャンネルが活性化されたときにのみ観察されることを示唆している。また、未だ同定されていない受容メカニズムが1つ以上参画している可能性を無視すべきではない。これらの結果は、可聴域を超えた超高周波振動成分が可聴域振動成分と同時に呈示されるときに、なんらかの非聴覚系経路を介して脳深部を活性化することによって修飾的に作用し、ハイパーソニック・エフェクトを引き起こすという、本発明者らが以前に提唱した二次元知覚モデルと矛盾せず、それを支持するものでもある。

30

【実施例2】

【0188】

実施例2では、第1の実施形態に係る図1のPET計測装置と、図3の従来例のPET計測装置との実験による比較結果について以下に説明する。

【0189】

実施例2では、第1の実施形態に係る図1のPET計測装置であって、第2の実施形態に係る水冷式のPET計測装置を使用した。PET計測装置から被験者に伝播する騒音振動を低減させるために、計測装置本体の全面を市販の発泡ポリウレタン樹脂板にてなる振動絶縁材料10aにより被覆し、被験者支持装置であるベッド11の上面を同様に発泡ポリウレタン樹脂板にてなる振動絶縁部材11aで覆った上でPET計測装置付属のマットレスを敷いた。ベッド11近傍の、被験者の足元付近に相当する位置に、実験目的に従って可聴域音及び可聴域を超える超高周波成分（HFC）の音を呈示するスピーカS1、S2を設置した。計測装置中央の空洞に被験者の頭部が入る深さが、計測が成立する範囲内で可能な限り小さくなるように被験者位置を調整して、スピーカS1、S2を介して呈示された音波が被験者の頭部顔面を含む身体の広い範囲に直接到達するようにするとともに、被験者の視界を広く確保して拘束感が小さくなるようにした。

40

50

【 0 1 9 0 】

図 4 3 は従来例に係る P E T 計測装置による実験結果であって、図 4 3 (a) は当該実験に用いる音源の電気信号のスペクトル図であり、図 4 3 (b) は当該実験の聴取位置での電気信号のスペクトル図であり、図 4 3 (c) は被験者の脳幹における種々の音に対する調整後の r C B F を示すグラフであり、(d) は被験者の視床における種々の音に対する調整後の r C B F を示すグラフである。図 4 4 は第 1 の実施形態に係る図 1 の P E T 計測装置による実験結果であって、図 4 4 (a) は当該実験に用いる音源の電気信号のスペクトル図であり、図 4 4 (b) は当該実験の聴取位置での電気信号のスペクトル図であり、図 4 4 (c) は被験者の脳幹における種々の音に対する調整後の r C B F を示すグラフであり、図 4 4 (d) は被験者の視床における種々の音に対する調整後の r C B F を示す

10

【 0 1 9 1 】

感性計測の一例として、ハイパーソニック・エフェクトに関連する脳領域を調べることが目的として、図 1 の第 1 の実施形態に係る P E T 計測装置 1 0 A (プロトタイプ) を用いて、被験者 1 2 に超高周波成分 (H F C) を含む音を呈示したとき、超高周波成分 (H F C) を含まない音を呈示したとき、音を呈示せず背景騒音のみのときの、それぞれの被験者聴取位置での音のパワースペクトル及び脳血流を計測・分析した。その結果、第 1 の実施形態に係るプロトタイプの P E T 計測装置 1 0 A では、図 4 4 (b) に示すように、図 3 の従来例に比較して背景騒音のレベルが低く、その帯域成分も低周波又は可聴域に限定されているために、電気信号を再生した呈示音の超高周波成分 (H F C) 領域を汚染する度合いが低く、被験者が聴取した音のパワースペクトル実測データにおいて超高周波成分 (H F C) の有無の違いによるスペクトル構造の区別が明瞭に保たれていた。これに対応する脳血流データでは、図 4 4 (c) 及び (d) に示すように、脳基幹部内の視床と脳幹に属する領域で、条件毎の血流量に有意な差が見出された。

20

【 0 1 9 2 】

図 3 の従来例に係る P E T 計測装置 1 0 を用いて同様の計測を行った場合には、図 4 3 (b) に示すように、電気信号を再生した音が計測装置から発生する超高周波成分 (H F C) を含む騒音振動によって汚染され、超高周波成分 (H F C) を含む音が呈示された条件と超高周波成分 (H F C) を含まない音が呈示された条件とのいずれにおいても装置に由来する超高周波振動による汚染が著しく、パワースペクトルの構造が条件間で互いにき

30

【 0 1 9 3 】

第 1 4 の実施形態 .

図 4 7 は本発明の第 1 4 の実施形態に係る P E T 計測装置 1 0 B の構成を示すブロック図である。図 4 7 において、P E T 計測装置 1 0 B においては、検出センサ部である P E T 検出部 4 1 0 と、信号変換送信部 4 3 0 又は 4 3 0 A とを一体的に形成しかつ被験者 1 2 の頭部 1 2 a に装着して固定する。被験者 1 2 の頭部 1 2 a のみで支えるか、又は、壁などにとりつけた可動式アームで支えて重さが被験者 1 2 の負担にならないようにサポートしてもよい。P E T 検出部 4 1 0 が検出した放射線に関する情報を、光信号のまま、あるいは電気信号に変換し、信号を有線あるいは無線によって遠隔に設置した信号解析部 4 2 0 内の放射線計数演算モジュール 2 4 に送信する。ここで、光信号有線データ伝送のときは、光ファイバケーブル 1 6 を用いて伝送し、電気信号有線データ伝送のときは、有線信号ケーブル 1 7 を用いて伝送し、電気信号無線データ伝送のときは、信号変換送信部 4 3 0 又は 4 3 0 A のアンテナ 4 3 0 a 及び無線受信部 4 4 0 のアンテナ 4 4 0 a を用いて伝送する。

40

50

【 0 1 9 4 】

図 4 8 は図 4 7 の P E T 計測装置 1 0 B において光信号有線伝送のときの実施例を示すブロック図である。図 4 8 において、被験者 1 2 内の検査薬分子 2 1 a から放射される放射線 2 1 p は、頭部 1 2 a に装着された P E T 検出部 4 1 0 内の検出器リング 2 1 A で検出され、当該検出された放射線に関する情報は光ファイバケーブル 1 6 を介して信号解析部 4 2 0 の放射線計数演算モジュール 2 4 に伝送される。放射線計数演算モジュール 2 4 は入力される情報を計数演算した後、データ画像演算コンピュータ 3 5 は上述の所定の画像処理を実行する。なお、検出器リング 2 1 A は所定の検出器電源モジュール 2 5 c から電源供給される。

【 0 1 9 5 】

図 4 9 は図 4 7 の P E T 計測装置 1 0 B において電気信号有線伝送のときの実施例を示すブロック図である。図 4 9 において、被験者 1 2 内の検査薬分子 2 1 a から放射される放射線 2 1 p は、頭部 1 2 a に装着された P E T 検出部 4 1 0 内の検出器リング 2 1 A で検出され、当該検出された放射線に関する情報は頭部 1 2 a に装着された信号変換送信部 4 3 0 A 内の光電信号変換モジュール 4 3 1 に入力された後電気信号に光電変換され、当該電気信号は増幅器 4 3 2 により増幅された後、有線信号ケーブル 1 7 を介して信号解析部 4 2 0 内の放射線計数演算モジュール 2 4 に伝送される。放射線計数演算モジュール 2 4 は入力される情報を計数演算した後、データ画像演算コンピュータ 3 5 は上述の所定の画像処理を実行する。なお、光電信号変換モジュール 4 3 1 及び増幅器 4 3 2 は電源モジュール 2 5 d から電源供給される。

【 0 1 9 6 】

図 5 0 は図 4 7 の P E T 計測装置 1 0 B において電気信号無線伝送のときの実施例を示すブロック図である。図 5 0 において、被験者 1 2 内の検査薬分子 2 1 a から放射される放射線 2 1 p は、頭部 1 2 a に装着された P E T 検出部 4 1 0 内の検出器リング 2 1 A で検出され、当該検出された放射線に関する情報は頭部 1 2 a に装着された信号変換送信部 4 3 0 内の光電信号変換モジュール 4 3 1 に入力された後電気信号に光電変換され、当該電気信号は増幅器 4 3 2 により増幅された後、無線送信回路 4 3 3 により無線信号に変調され、当該無線信号はアンテナ 4 3 0 a から無線受信部 4 4 0 のアンテナ 4 4 0 a に向けて放射される。なお、光電信号変換モジュール 4 3 1、増幅器 4 3 2 及び無線送信回路 4 3 3 は電源モジュール 2 5 d から電源供給される。無線受信部 4 4 0 のアンテナ 4 4 0 a により受信された無線信号は無線受信回路 4 4 1 により電気信号に復調された後、信号解析部 4 2 0 内の放射線計数演算モジュール 2 4 に伝送される。放射線計数演算モジュール 2 4 は入力される情報を計数演算した後、データ画像演算コンピュータ 3 5 は上述の所定の画像処理を実行する。なお、無線受信回路 4 4 1 は電源 4 4 2 から電源供給される。

【 0 1 9 7 】

従来型の P E T 計測装置においては、被験者 1 2 はベッドに横臥し、P E T 計測装置の検出センサが配置された円筒状の空洞に身体を入れる。このとき、装置と被験者 1 2 の身体は分離独立しているため、被験者 1 2 が移動しては計測は成り立たない。また、頭部 1 2 a の微動により計測に誤差が出ることがある。この発明では、P E T 検出部 4 1 0 と信号変換送信部 4 3 0 又は 4 3 0 A のみを被験者 1 2 の頭部 1 2 a にヘルメット状に装着・固定することにより、装置と被験者 1 2 が一体化することによって、被験者 1 2 が移動しても計測が妨げられず、そのため被験者の動きの拘束を大幅に減らすことを可能となる。特に、検出信号を無線あるいは十分に細い有線で伝送することにより、非拘束状態で脳活動の計測が可能になる。かつ、頭部 1 2 a の微動により計測に誤差が出ることがを防ぎ、計測精度を大幅に改善させることを可能となる。

【 0 1 9 8 】

従来型の P E T 計測装置（図 4）においては、P E T 計測装置には検出器リングのほか放射線計数演算モジュール 2 4、演算モジュール電源 2 5、装置本体電源制御モジュール 2 2 などが付属しており、これらのモジュールが発する熱を冷却するために、冷却気吸気ファン 4 1 によって外気が導入された後、温排気として外部に排出される。従って、特

10

20

30

40

50

にこれらの冷却系を含む諸機構によって超広帯域性の振動ノイズを発生する。この発明では、放射線計数演算部を被験者から十分離れた遠隔地点に設置することによって、放射線計数演算装置が発する振動ノイズが被験者の身体に到達することを防ぐ。これによって、本来の計測対象である振動の存在状態と脳活性との関係についての計測精度を大幅に改善させることを可能となる。

【0199】

PET検出部410と信号変換送信部430又は430Aが被験者12の身体を覆う面積は頭部12aの狭い範囲に限られるため、被験者12の身体の露出面積が増し、振動の印加範囲が広がる。

【0200】

従来のPET撮像装置では、被験者12がベッド上に拘束されることによって、被験者12に大きな心的ストレスを発生させるため、それが妨げとなり快適感や美感など人間のポジティブな心的状態に関連した脳活動を計測することが極めて困難であったが、非拘束型にすることにより、心的ストレスを大幅に軽減することが可能になり、ポジティブな心的状態に関連した脳活動を的確に計測することが可能になる。PET計測装置のPET検出部410を一体化したヘルメット状の帽子などに、頭皮表面電位（脳波）の検出センサも装着可能にする。これによって、被験者が非拘束で動ける状態において、PETと脳波の同時計測を行うことが可能になる。

【0201】

また、PET計測の検出センサ部のリングの内側などに振動呈示装置を装着し、呈示用振動を頭部に呈示することを可能にする。このことによって、PET計測中に露出していない頭部にも振動を印加することが可能となり、PET計測により振動伝達が妨げられる部位がほとんど皆無になる。

【0202】

第15の実施形態．

図51は本発明の第15の実施形態に係るPET計測装置10Cの構成を示すブロック図である。また、図52(a)は図51のPET計測装置10Cの詳細構成を示すブロック図であり、図52(b)は図51の脳波計測装置500の詳細構成を示すブロック図であり、図52(c)は図51の振動呈示装置600の詳細構成を示すブロック図である。第15の実施形態に係るPET検出部410Aは、超高周波振動又は超知覚振動（可聴域例えば20kHzを超え、概ね500kHzまでの超高周波成分を含む振動をいい、いわゆるハイパーソニックエフェクトを有する。）を呈示する複数の振動呈示装置600と、複数の頭皮表面電位（脳波）検出センサ18とを、頭部12aの上部に近接するような位置にさらに備えたことを特徴とする。

【0203】

図51において、PET計測のPET検出部410Aを一体化したヘルメット状の帽子などに、頭皮表面電位（脳波）の検出センサ18も装着した。これによって、被験者12が非拘束で動ける状態において、PETと脳波の同時計測を行うことが可能になる。また、PET計測のPET検出部410Aのリングの内側などに複数の振動呈示装置600を装着し、呈示用超高周波振動又は超知覚振動を頭部12aに呈示することができる。このことによって、PET計測中に露出していない頭部12aにも当該振動を印加することが可能となり、PET計測により振動伝達が妨げられる部位がほとんど皆無になる。

【0204】

図52(a)において、同様の構成のPET計測装置10Cを示す。図52(b)の脳波計測装置500において、PET検出部410は頭皮表面電位（脳波）検出センサ18を備え、検出センサ18により検出された情報はPET検出情報と同様に周波数変換部430の増幅器432を介して無線送信回路433に入力されて、無線受信部440及び信号解析部420に無線伝送される。図52(c)の振動呈示装置600は、超高周波振動又は超知覚振動を記録して再生する振動記録再生装置601と、再生される振動を増幅する増幅器602と、増幅された振動を出力して呈示する振動呈示装置603とを備えて構

10

20

30

40

50

成される。

【0205】

第16の実施形態．

図53は本発明の第16の実施形態に係るPET計測装置10Dの構成を示すブロック図である。図54(a)は図53のPET計測装置10Dの詳細構成を示すブロック図であり、図54(b)は図53の脳磁図計測装置700の詳細構成を示すブロック図である。図54及び図54のPET計測装置10Dは、図51のPET計測装置10Cの頭皮表面電位(脳波)検出センサ18に代えて、脳内磁気分布(脳磁図)検出センサ19を備えたことを特徴としている。図54(b)の脳磁図計測装置700はPET検出部410Bにおいて脳内磁気分布(脳磁図)検出センサ19及び増幅器19aを備えることを除いて

10

【0206】

以上のように、PET計測のPET検出部410Bと一体化したヘルメット状の帽子などに、脳内磁気分布の検出センサ19も同時に装着することにより、被験者12が非拘束で動ける状態において、PETと脳磁図の同時計測を行うことが可能になる。

【0207】

第17の実施形態．

図55は本発明の第17の実施形態に係るPET計測装置10Eの構成を示すブロック図である。また、図56は図55のPET計測装置10Eの詳細構成を示すブロック図である。図55において、PET計測装置10EのPET検出部410Cはその頭部巻回部の所定の複数の位置にマーカー用微弱線源21mを備えたことを特徴としている。図56において、マーカー用微弱線源21mからの放射線は検査薬分子21aからの放射線とともに検出器リング21Aにより検出されて、光電信号変換モジュール431に出力される。

20

【0208】

従って、PET計測を行う際に、被験者12の頭部12aに微弱線源21mを装着することにより、解剖学的画像とPET計測装置10Eにより撮像した画像との位置を対応づけることを可能となる。従来型のPET装置では、CT撮像を同時に行うことにより解剖学的画像とPET計測装置により撮像した画像との位置を対応づけることが多かった。この発明では、頭部12aに装着する部分を小型軽量にする必要があり、PET検出部410Cと信号変換送信部430のみを被験者12の頭部12aに装着するため、CT撮像を行うことは不可能である。そこで、 $68\text{ Ge} / 68\text{ Ga}$ などのマーカー用微弱線源12mを被験者12の頭部12aに装着することによって、解剖学的画像との位置を対応づけることができる。

30

【0209】

第18の実施形態．

図57は本発明の第18の実施形態に係る、超知覚振動再生装置800を用いて複数の被験者12をPET計測装置10AによりPET計測するときの構成を示すブロック図である。すなわち、図57は公共空間で複数の被験者12を対象にしたPET計測の実施例を示す。公共空間に設置した超知覚振動再生装置800などから、超知覚振動を再生し、被験者12の体表面に印加する。このとき、再生される超知覚振動はすべての被験者12に共通となる。また、携帯音楽プレイヤーなどの可聴音再生装置900により可聴音を再生して例えばヘッドホン900aにより聴く。このとき、各被験者12は、互いに異なる自分の好みの音楽などを聴いていてよい。これによって、共通の超知覚振動と、個別の可聴音の組み合わせの効果を実験により検証することが可能になる。

40

【0210】

第19の実施形態．

図58は本発明の第19の実施形態に係る、超知覚振動再生装置800を用いて複数の被験者12をPET検出部410によりPET計測するときの構成を示すブロック図である。すなわち、図58も公共空間で複数の被験者12を対象にしたPET計測の実施例を

50

示す。公共空間に設置した超知覚振動再生装置 800 などから、超知覚振動を再生し、被験者 12 の体表面に印加する。このとき、再生される超知覚振動はすべての被験者 12 に共通となる。また、携帯音楽プレイヤーなどの可聴音再生装置 900 により可聴音を再生して例えばヘッドホン 900a により聴く。このとき、各被験者 12 は、互いに異なる自分の好みの音楽などを聴いていてよい。これによって、共通の超知覚振動と、個別の可聴音の組み合わせの効果を実験により検証することが可能になる。図 58 の実施例では、PET 検出部 410 を用いているので、被験者 12 は自由に移動可能である。

【0211】

第 20 の実施形態。

図 59 は本発明の第 20 の実施形態に係る、超知覚振動再生装置 800 を用いて列車内で複数の被験者 12 を PET 計測するときの構成を示すブロック図である。図 59 は、列車内で複数人を対象にした PET 計測の実施例を示す。図 59 において、列車内に設置した超知覚振動再生装置 800 などから超知覚振動を再生し、列車内にいる複数の被験者 12 の体表面に印加する。このとき、再生される超知覚振動はすべての被験者 12 に共通となる。このとき列車内にいる被験者 12 は携帯音楽プレイヤーなどの可聴音再生装置 900 を用いて、互いに異なる、自分の好みの可聴音を聴いていてよい。このとき、PET 計測装置の信号解析部 420 は、同一又は別の車両内もしくは並列して走行する別の車両内に設置する。これによって、共通の超知覚振動と、個別の可聴音の組み合わせの効果を実験により検証することが可能になる。

【0212】

第 21 の実施形態。

図 60 は本発明の第 21 の実施形態に係る、超知覚振動発生装置 830 付きヘッドセット 820、振動発振シート 831 及び超知覚振動発生装置 830 付き携帯電話機 840 の構成を示す外観図である。図 60 は、超知覚振動発生装置 830 や振動発振シート（ヘッドホンコードに巻回され、又は携帯電話機 840 の表面に貼付される。）831 を備えたヘッドセット 820 や携帯電話機 840 の概観を示す。超知覚振動再生装置 830 内のメモリに蓄えられた超知覚振動信号をマイクロアンプ及びサウンドエミッタを通じて空気中に超知覚振動として超知覚振動再生装置 830 により再生し、携帯電話機の使用あるいはその周辺にいる人の体表面に超知覚振動を印加することができる。このとき、超知覚振動を再生するサウンドエミッタ又は振動発振シート 831 は、携帯電話機 840 に内蔵されていてもよいし、そこに装着するヘッドセット 820 に内蔵されていてもよい。また、超知覚振動信号はメモリに蓄えるだけでなく、可聴音信号の加工や補完等により発生させてもよく、外部から無線で送信してもよく、通信によって配信されてもよい。このとき、携帯型通信装置の使用または、可聴域内の音楽や放送音や音声などを聴取していても、可聴域音のみを聴取することによる負の影響からのがれることができると同時に、可聴域内の音楽や放送音や音声などと超知覚振動とが同時に存在することによってハイパーソニックエフェクトを享受することが可能になる。

【0213】

第 22 の実施形態。

図 61 は本発明の第 22 の実施形態に係る、超知覚振動発生装置 830 付きイヤホン 821 及び超知覚振動発生装置 830 付き携帯型音楽プレイヤー 850 の構成を示す外観図である。図 61 において、超知覚振動発生装置 830 を備えた携帯音楽プレイヤー 850 あるいは携帯型情報端末装置の概観を示す。超知覚振動再生装置 830 内のメモリに蓄えられた超知覚振動信号をマイクロアンプ及びサウンドエミッタを通じて空気中に超知覚振動として超知覚振動再生装置 830 により再生し、携帯音楽プレイヤー 850 等の使用者あるいはその周辺にいる人の全身に超知覚振動を印加することを可能にする。このとき、超知覚振動を再生するサウンドエミッタは、携帯型音楽プレイヤー 850 等に内蔵されていてもよいし、そこに装着するイヤホンの外壁や途中のケーブル部分に内蔵されていてもよい。また、超知覚振動信号は、メモリに蓄えるだけでなく、可聴音信号の加工や補完等により発生させてもよく、外部から無線で送信してもよく、通信によって配信されてもよい。この

とき、携帯型音楽プレイヤー 850 等の使用者らは、可聴域内の音楽や放送音や音声などを聴取していても、可聴域音のみを聴取することによる負の影響からのがれることができると同時に、可聴域内の音楽や放送音や音声などと超知覚振動とが同時に存在することによってハイパーソニックエフェクトを享受することが可能になる。

【0214】

第23の実施形態．

図62は本発明の第23の実施形態に係る、ペンダント型超知覚振動発生装置 830p の構成を示す外観図である。図62において、ペンダントなどの装身具を利用した超知覚振動発生装置 830p の使用例を示す。超知覚振動再生装置 830p 内のメモリ（又は受信機もしくは外部入力端子）834 から入力された超知覚振動信号をマイクロアンプ 833 及びサウンドエミッタ 832 を通じて超知覚振動として超知覚振動再生装置 830p により再生し、装身具をつけている人の体表面に超知覚振動を印加することを可能にする。このとき、装身具をつけている人は、可聴域内の音楽や放送音や音声などを聴取していても、可聴域音のみを聴取することによる負の影響からのがれることができると同時に、可聴域内の音楽や放送音や音声などと超知覚振動とが同時に存在することによってハイパーソニックエフェクトを享受することが可能になる。

【0215】

第24の実施形態．

図63は本発明の第24の実施形態に係る、ピエゾ繊維 836 を用いた超知覚振動発生装置の構成を示す外観図である。図63において、着衣又はスカーフ等繊維素材の装身具に圧電効果をもつピエゾ繊維 836 をサウンドエミッタとして織り込むことによる超知覚振動発生装置の一例を示す。メモリ 834 に蓄えられた、あるいは無線や有線により受信し又は外部から入力された超知覚振動信号を、電池 835 で駆動されたマイクロアンプ及びサウンドエミッタを通じて空気中に超知覚振動として再生し、衣服や装身具の装着者あるいはその周辺にいる人の全身に超知覚振動を印加することを可能にする。なお、メモリ 834 及び電池 835 はピエゾ繊維 836 内に織り込まれて形成される。このとき、衣服や装身具の装着者らは、携帯型デジタル音楽プレイヤーなどを用いて可聴域周波数内にとどまる音楽や放送音や音声などを聴取していても、そのことによる負の影響からのがれることができると同時に、可聴域内の音楽や放送音や音声などと超知覚振動との相互作用によってハイパーソニックエフェクトを享受することが可能になる。

【0216】

第25の実施形態．

図64は本発明の第25の実施形態に係る、バスタブ 860C 中の被験者 12 に対する超知覚振動呈示装置 860 の構成を示すブロック図である。図64において、PET 検出部 410 を備えた PET 計測装置を用いて計測するときに用いる電子機器であって、超知覚振動再生装置 860 から、浴槽又はバスタブ 860C 内の液体 860L（液体は通常お湯であるが、お湯以外の液体であってもよい。）を介して超知覚振動を被験者 12 の身体表面に印加するための装置を示す。信号発生装置 860S は所定の超知覚振動を発生して複数の超知覚振動呈示装置 860 に出力することにより、被験者 12 に対して超知覚振動を呈示する。被験者 12 の頭部 12a には PET 検出部 410 が装着されて PET 計測が実行されて、その情報は信号変換送信部 430 のアンテナ 430a からアンテナ 440a を介して無線受信部 440 で受信して信号解析部 420 により信号解析される。

【0217】

本実施形態において、印加する超知覚振動又は超高周波振動の媒体は空気などの気体であることが一般的であるが、この実施形態のように液体であってもよく、また固体であってもよい。可聴域上限を超える超高周波振動を身体表面に効果的に印加し、使用者が所在する空間に存在する可聴域の音と統合することによって、使用者においてハイパーソニックエフェクトを効果的に実現する。また、媒体が存在せず直接体表面を介して超高周波振動を印加してもよい。また、PET 計測時に限らず、自宅や公共施設などにおいて超高周波振動発生装置単独で用いてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 2 1 8 】

第 2 6 の実施形態 .

図 6 5 は本発明の第 2 6 の実施形態に係る、皮膚密着型超高周波エミッタ 8 3 2 a を用いた超知覚振動発生装置 8 3 2 A の構成を示す外観図である。図 6 5 は、超知覚振動発生装置 8 3 2 A を皮膚に密着させて装着させることによって、空気を介さずに超知覚振動を皮膚に伝達させるための装置を示す。超知覚振動再生装置 8 3 2 A において、メモリ 8 3 4 に蓄えられた、あるいは無線や有線により受信し又は外部から入力された超知覚振動信号を増幅して伝送するマイクロアンプ 8 3 3 を通し有線又は無線で送出し、小型アクチュエーター又は圧電素子などのフィルム状振動発生装置である皮膚密着型超高周波エミッタ 8 3 2 a を絆創膏やサポーターなどによって皮膚などの体表面 1 2 b に直接密着固定することで具現化し、超知覚振動信号を皮膚に直接伝達する。このとき、装着者である被験者 1 2 は、携帯型デジタルプレイヤなどを用いて可聴域周波数内にとどまる音楽や放送音や音声などを聴取していても、そのことによる負の影響からのがれることができると同時に、可聴域内の音楽や放送音や音声などと超知覚振動との相互作用によってハイパーソニックエフェクトを享受することが可能になる。

10

【 0 2 1 9 】

第 2 7 の実施形態 .

図 6 6 は本発明の第 2 7 の実施形態に係る、被験者 1 2 の鼻腔 1 2 c に挿入される振動呈示シート 8 3 2 s を用いた超知覚振動発生装置 8 3 2 B の構成を示す外観図及び断面図である。図 6 6 において、被験者 1 2 の鼻腔 1 2 c などの体腔に挿入することによって空気を介さず超知覚振動を体内に伝達させるための超知覚振動再生装置 8 3 2 B を示す。超知覚振動再生装置 8 3 2 B において、メモリ 8 3 4 に蓄えられた、あるいは無線や有線により受信し又は外部から入力された振動信号を増幅伝送するマイクロアンプ 8 3 3 を通し、小型アクチュエーター又は圧電素子などのフィルム状振動発生装置である振動呈示シート 8 3 2 s を体腔に挿入して密着固定することで具現化し、振動を体内に直接伝達する。これにより、超知覚振動を効率的に被験者 1 2 に伝達できる。なお、挿入する部位は、口腔、耳腔、直腸、女性の生殖器などでもよい。

20

【 0 2 2 0 】

第 2 8 の実施形態 .

図 6 7 は本発明の第 2 8 の実施形態に係る、被験者 1 2 の体内に服用して用いるカプセル型振動呈示装置 8 3 0 c の構成を示す外観図及び断面図である。図 6 7 において、PET 検出部 4 1 0 により PET 計測されている被験者 1 2 の口から入れ嚥下することによって体内の食道、胃腸を通過しながら体内で振動を発生するカプセル型振動呈示装置 8 3 0 c を示す。当該装置 8 3 0 c 内部に設置されたメモリ 8 3 4 に蓄えられた、あるいは無線や有線により受信し又は外部から入力された振動信号を、電池 8 3 5 により駆動されて増幅伝送するマイクロアンプ 8 3 3 を通し、振動面から振動を振動呈示シート 8 3 2 t により発信して体内に振動を伝達する。

30

【 0 2 2 1 】

第 2 9 の実施形態 .

図 6 8 は本発明の第 2 9 の実施形態に係る、被験者 1 2 の体内に服用して用いるアメ玉型振動呈示装置 8 3 0 a の構成を示す外観図及び断面図である。図 6 8 において、PET 検出部 4 1 0 により PET 計測されている被験者 1 2 の口から入れ嚥下することによって体内の食道、胃腸を通過しながら体内で振動を発生するアメ玉型振動呈示装置 8 3 0 a を示す。このとき、電源として電池は使用せず、交流電源を電磁コイルに供給して磁界を発生する例えば磁界発生腹巻 8 3 7 h により体外から磁場をかけて磁界を発生させ、体内をアメ玉が通過するときに電磁エネルギーを発生させて電源を供給させる。アメ玉型振動呈示装置 8 3 0 a 内部に設置されたメモリ 8 3 4 に蓄えられた、あるいは無線や有線により受信し又は外部から入力された振動信号を、電磁エネルギー変換電源装置 8 3 7 により駆動され増幅伝送するマイクロアンプ 8 3 3 を通し振動呈示シート 8 3 2 t から振動を発信して体内に振動を伝達する。なお、アメ玉型振動呈示装置 8 3 0 a の表面は、振動呈示シ

40

50

ート 8 3 2 t により被覆され、その内部にメモリ 8 3 4、電磁エネルギー変換電源装置 8 3 7 及びマイクロアンプ 8 3 3 が内蔵される。

【 0 2 2 2 】

第 3 0 の実施形態 .

図 6 9 は本発明の第 3 0 の実施形態に係る、被験者 1 2 の体内に服用して用いる微粒子型振動呈示装置の構成を示す外観図及び断面図である。図 6 9 において、多数の微粒子 8 3 8 からなる液体 8 3 8 L を口から入れ嚥下することによって体内の食道、胃腸を通過しながら体内で振動を発生する微粒子型振動呈示装置を示す。被験者 1 2 は携帯音楽プレイヤー 8 5 0 及びヘッドホン 8 5 1 により好きな音楽を聴いており、電磁波を発生する例えば電磁界発生用シャツ 8 3 7 s を着用している。また、液体中の微粒子 8 3 8 は、印加される電磁波を弾性波に変換して振動素子 8 3 8 b に出力する電磁波 / 弾性波変換素子 8 3 8 a を振動素子 8 3 8 b により被覆して構成される。上述のように、体外から電磁波をかけて、微粒子内部に設置された電磁波 / 弾性波変換素子 8 3 8 a によって弾性振動を発生させ、振動素子 8 3 8 b から超知覚振動又は超高周波振動を発信して体内に振動を伝達する。なお、第 2 1 乃至第 3 0 の実施形態において呈示される振動は、超知覚振動に限らず、低周波振動を含むあらゆる種類の弾性振動であってもよい。

10

【 0 2 2 3 】

図 7 0 は本発明の実施例 3 に係る超高周波再生装置 8 6 0 a の一例を示す概略図であり、図 7 1 は図 7 0 の実施例 3 に係る、耳で聴く可聴域音楽と、身体で聴く聴こえない超高周波作品との関係を示す図である。実施例 3 は、複数の異なる振動源から振動を構成する例である。可聴音再生装置 8 5 0 によりヘッドホン 8 5 1 を介して可聴域音楽を再生する。一方、超高周波再生装置 8 6 0 a により、聴こえない超高周波音楽を再生する。可聴域音楽と超高周波作品の音楽とは、図 7 1 に示すように、さまざまな組み合わせが可能であり、それぞれの反応が発生する。また、超高周波音楽は聴感に影響しないので、複数の音楽を重ねて再生することも可能である。このことによって、さらに別の反応が発生する。このような発想の音楽の組み合わせにより、聴取者は膨大な種類の音楽に対する反応を生じることが可能になる。

20

【 0 2 2 4 】

図 7 2 (a) は図 7 0 の実施例 3 における実験結果であって脳幹における調整後の r C B F 値を示すグラフであり、図 7 2 (b) は図 7 0 の実施例 3 における実験結果であって左視床における調整後の r C B F 値を示すグラフである。

30

【 0 2 2 5 】

すなわち、図 7 2 は本発明者らが実験によって計測した、各周波数成分を含有する音を呈示した時の領域脳血流量を示すグラフである。ここで、図 7 2 (a) は脳幹の位置における領域脳血流量を示し、図 7 2 (b) は左視床の位置における領域脳血流量を示す。図 7 2 において、ベースラインは音を呈示していないとき、L C S (Low Cut Sound) は可聴域成分 (概ね 2 2 k H z までの成分) を除外して超高周波成分 (概ね 2 2 k H z を超える成分) のみの音を呈示しているとき、H C S (High Cut Sound) は超高周波成分 (概ね 2 2 k H z を超える成分) を除外して可聴域成分 (概ね 2 2 k H z までの成分) のみの音を呈示しているとき、F R S (Full Range Sound) は超高周波成分と可聴域成分とを同時に呈示しているときである。

40

【 0 2 2 6 】

図 7 2 から明らかなように、脳幹及び左視床において、超高周波成分を除外して可聴域成分のみの音を呈示しているときには、音を呈示していないときに比べても有意に領域脳血流量が低下することがわかる。

【 0 2 2 7 】

脳幹には、呼吸、血圧、血糖調節など、生命の維持に直接かかわる最も重要な生命機能の中枢が集中的に分布しており、脳死の判定においても脳幹の活動状況の評価が決定的な鍵を握っている、また、全身臓器の活動を制御する自律神経系の中枢、生物にとって基本的な行動の中枢、睡眠、覚醒などの概日周期の中枢なども脳幹に存在している。脳全体の

50

活動水準も、脳幹の網様賦活系が調節的な役割を担っていると考えられている。一方、視床は、脳深部にある神経核の集合体で、視聴覚を含む全身からの感覚入力信号を処理して大脳皮質へ中継する拠点として重要な役割を果たしている。また、視床は大脳皮質や大脳辺縁系などからの信号を受信して統合し、視床下部などを介して内分泌系や自律神経系などの全身の制御系を統括する基幹的な拠点としても重要な役割をはたしている。以上から、超高周波成分を除外して可聴域成分のみの音を呈示しているときに、脳幹および視床などの脳深部の血流量が低下する現象は、人間の生存や健康にとって危険な状態にあると考えられる。

【0228】

第31の実施形態．

10

図73(a)は本発明の第31の実施形態において用いるスピーカ870の構成を示す外観図であり、図73(b)は図73(a)の超可聴域担当スーパーツイータ871の周波数特性を示すグラフであり、図73(c)は図73(a)の可聴域担当スコカ872の周波数特性を示すグラフであり、図73(d)は図73(a)の可聴域担当ウーファ873の周波数特性を示すグラフである。

【0229】

図73の実施例は、超知覚振動発生装置を二重化して超知覚振動の発生を保証すると同時にその正常な動作を人間の聴覚で確認することを容易にする、スピーカ870の帯域分割の実装例を示す。スピーカ870は、スーパーツイータ871と、スコカ872と、ウーファ873とから構成される。

20

【0230】

一般に、電気信号を空気振動に変換するスピーカユニットは一つのユニットで低い帯域から高い帯域まで良好な特性を実現するのは困難であり、現実的には2～4つの帯域に分割してそれぞれに適した機能をもつユニットが分担するマルチウェイスピーカシステムが採用される。この方式を採った場合ハイパーソニックエフェクトを目的とするスピーカの場合、超知覚振動を受け持つスーパーツイータ871が正常に機能しているかどうかはその振動を知覚できないが故に、聞いている人間にはわからないので、万一故障した場合脳基幹部の血流量が減少するなどの負の効果を発生させる危険を検知できないという問題がある。そのため就寝時など人間が対応できない状況でスーパーツイータ871が故障しても負の効果を発生させない安全対策が必要になる。この問題を解決する安全策として、可聴域を分担する一番高い周波数帯域を担当するスピーカユニットに、少なくともそうした負の影響を防御することが出来る50kHzまでの帯域において良好な応答を有するものを配備し、スーパーツイータ871と合わせて二つのユニットが超知覚振動の発生を担当し、いずれかのスピーカユニットが故障しても超知覚振動の欠如という危険が生じないようにする。

30

【0231】

これによって、万一、超可聴域を担当するスピーカであるスーパーツイータ871に故障があっても、超知覚領域の振動が存在しないことによるネガティブな影響から聴取者を保護することが可能になる。さらに、これによって、超知覚領域の振動の有無をモニタする特別な機器がない場合でも、スコカ872の変調は可聴域の音の変調をともしない、人間の聴覚で認知できるので、超可聴域の変調も容易に検知し対応する助けとなる。すなわち、スコカ872は、図73(c)に示すように、8kHz程度の可聴域から50kHz程度の超知覚領域又は超高周波領域の成分を再生できるように構成する。さらに、超可聴域を担当するスピーカであるスーパーツイータ871の再生帯域についても、図73(b)に示すように、レベルは低くとも可聴帯域を含むように担当させることによって人間の聴覚で音の変調として認知しうるようにする。

40

【0232】

第32の実施形態．

図74は本発明の第32の実施形態に係る音構造情報によるフィードバック制御機構を備えた高周波モニタリングシステムの実施例を示すブロック図であり、図75は図74の

50

高周波モニタリングシステムの詳細構成を示すブロック図である。図 7 6 乃至図 7 8 は図 7 4 の高周波モニタリングシステムの詳細処理を示すフローチャートである。

【 0 2 3 3 】

本実施形態は、音構造情報モニタリングおよびフィードバックシステムに関するもので、超知覚振動の発生状況を確認し、音響構造の解析結果を、超知覚振動再生装置 9 5 0 にフィードバックして、可聴域および超知覚領域の振動再生レベルの調整を行うことを目的とするもので、P E T 計測装置 1 0 A により被験者 1 2 が P E T 計測される P E T 計測室 1 の超知覚振動発生装置 9 5 0 などの近傍に設置し、周囲環境音を収録するマイクロホン 9 1 1 と、収録したデータの音響構造を解析する解析装置 9 1 3 等およびその解析結果を示すモニタ装置 9 1 5 から成る。モニタ装置 9 1 5 は、たとえば周波数構造の平均を見る F F T スペクトル、周波数構造の時間的变化を視覚的に示す最大エントロピースペクトルアレイ、音構造の複雑さの指標となる M E スペクトル一階微分累積変化量および一階微分累積変化量などを表示する。これによって、聴取者および利用者は、知覚不可能な超知覚振動の構造を確認することが可能となる。このことは、超知覚振動の発生に不具合があった場合の脳血流低下など負の影響が発生することを未然に防ぐことの助けとなる。また、可聴域内の音楽や環境音や放送音や音声などと、超知覚振動とが同時に存在することによるハイパーソニック・エフェクトを安定的に享受することの助けとなる。

10

【 0 2 3 4 】

図 7 4 において、再生装置 9 5 0 には、マイクロホン 9 1 1 及びマイクロホンアンプ 9 1 2 にてなる音信号入力装置 9 1 0 と、音構造情報解析装置 9 1 3 と、危険度判定装置 9 1 4 と、自己診断装置 9 1 7 と、自己修復装置 9 1 8 と、警報発生器 9 1 6 と、解析結果モニタ装置 9 1 5 とを備える。図 7 5 において、音信号はマイクロホン 9 1 1 により電気信号に変換された後、マイクロホンアンプ 9 1 2 を介して音構造情報解析装置 9 1 3 に入力される。音構造情報解析装置 9 1 3 は入力される音の音構造情報を解析してその解析結果を危険度判定装置 9 1 4 及び解析結果モニタ装置 9 1 5 に出力する。危険度判定装置 9 1 4 は入力される音情報の解析結果に基づいて危険度を判定し、その判定結果を警報発生器 9 1 6、自己診断装置 9 1 7 及び自己修復装置 9 1 8 に出力する。これらの具体的な処理について、図 7 6 乃至図 7 8 を参照して以下に説明する。

20

【 0 2 3 5 】

図 7 6 の処理は音構造情報解析装置 9 1 3 及び危険度判定装置 9 1 4 により実行される。図 7 6 において、F F T (Fast Fourier Transform) 解析処理 (S 1 0) が実行されて、パワー検出 (S 1 1)、成分パワーバランス検出 (S 1 2)、ピークノイズ検出 (S 1 8) 及びスペクトル包絡線検出 (S 1 9) が実行される。パワー検出 (S 1 1) においては、20 k H z を超える高周波成分のパワー (S 1 3) が所定のしきい値の範囲外か否かが判断されて危険度 (S 3 0) が判定され、50 k H z を超える超高周波成分のパワー (S 1 4) が所定のしきい値の範囲外か否かが判断されて危険度 (S 3 0) が判定される。また、成分パワーバランス検出 (S 1 2) においては、可聴音と 20 K H z を超える高周波成分のバランス (成分比) が所定のしきい値の範囲外か否かが判断されて危険度 (S 3 0) が判定され、可聴音と 50 K H z を超える超高周波成分のバランス (成分比) が所定のしきい値の範囲外か否かが判断されて危険度 (S 3 0) が判定され、可聴音と 20 - 50 k H z の高周波成分と 50 K H z を超える超高周波成分のバランス (成分比) が所定のしきい値の範囲外か否かが判断されて危険度 (S 3 0) が判定される。さらに、ピークノイズ検出 (S 1 8) においては、ピークの強さが所定のレベルを超えるような過度ではないか否かが判断されて危険度 (S 3 0) が判定される。またさらに、スペクトル包絡線検出 (S 1 9) においては、予め格納された自然な形状ではない、不自然な形状でないか否かが判断されて危険度 (S 3 0) が判定される。さらには、M E S A M 解析処理 (S 2 0) が実行されて、複雑性の解析処理 (S 2 1) が実行され、所定のリファレンスとの乖離度が所定のしきい値を超えているか否かが判断されて危険度 (S 3 0) が判定される。図 7 6 の処理では、複数の判定に基づいて危険度を判定している。

30

40

【 0 2 3 6 】

50

図 77 において、危険と判定したとき (S30)、警報処理 (S31) では、警報を発生し (S32) インジケータを点滅する (S33)。また、自己診断処理 (S34) では、ホワイトノイズである基準信号をマイクロホン 911 を介して入力し (S35)、出力された音信号のスペクトルを所定の基準スペクトルと比較し、これに基づいて修復方針を判断し (S37)、以下の自己修復処理 (S40) を実行する。また、危険と判定したとき (S30) 以下の自己修復処理 (S40) を実行してもよい。自己修復処理では、スーパーツィータ 871 の信号レベルを所定のレベルだけ上げ (S41)、イコライザ回路により高周波帯域を所定のレベルだけ増強し (S42)、予備のスーパーツィータ 871 の電源をオンする (S43)。このような自己修復処理を実行した後、危険度判定装置 914 にフィードバックし、再度危険度の判定を行う。

10

【0237】

図 78 では、音信号の入力に関連した処理とその計算及び表示処理に関するものを示す。音信号を入力し (S50)、所定の解析パラメータを入力し (S51)、MESSAM 計算処理 (S52) とその表示処理 (S53) を実行する。また、フラクタル次元解析処理 (S54) を実行してその表示処理を行う。さらに、MESSAM 計算処理 (S52) では、以下の種々の計算処理を実行する。

(1) 全帯域の最大エントロピースペクトルの 1 階微分及び 2 階微分の累積変化量の計算処理 (S55) を実行してその表示処理を行う。

(2) 帯域別の最大エントロピースペクトルの 1 階微分及び 2 階微分の累積変化量 (0 - 20kHz、20 - 50kHz、50kHz -) の計算処理 (S56) を実行してその表示処理を行う。

20

(3) 1 階微分及び 2 階微分の累積変化スペクトルアレイの計算処理 (S57) を実行してその表示処理を行う。

(4) 自己回帰係数を応用した複雑性指標の計算処理 (S58) を実行してその表示処理を行う。

【0238】

第 33 の実施形態。

図 79 は本発明の第 33 の実施形態に係る脳深部活性化情報によるフィードバック制御機構を備えた高周波モニタリングシステムの実施例を示すブロック図であり、図 80 は図 79 の高周波モニタリングシステムの詳細構成を示すブロック図である。図 79 及び図 80 は、脳深部活性化情報モニタリング及びフィードバックシステムの実施形態を示す。本実施形態では、脳深部活性化の状況を確認し、その結果を、超知覚振動再生装置 950 にフィードバックして、可聴域及び超知覚領域の振動再生レベルの調整を行うことを目的とするもので、PET 計測室 1 の被験者 12 の近傍などに設置し、周囲環境音を収録するマイクロホン 911 を含む音入力装置 910 と、脳深部活性化指標を導出する脳波導出装置 920 と、脳深部活性化指標を解析する脳深部活性化情報解析及びイメージング装置 940 と、その解析結果を示す音構造情報解析及びモニタ装置 930 と、それを再生装置 950 にフィードバックする装置から成る。これによって、脳血流低下など負の影響が発生することを未然に防ぐことの助けとなる。もしくはイパーソニック・エフェクトを安定的に享受することの助けとなる。

30

40

【0239】

図 80 において、再生装置 950 により再生される音信号はマイクロホン 911 により電気信号に変換された後、増幅器 912 を介して音構造情報解析及びモニタ装置 930 の音構造情報解析部 913a に入力される。音構造情報解析部 913a は入力される再生音信号の音構造情報を解析した後、その音構造を音構造モニタ装置 931 に表示する。また、脳波導出装置 920 により導出された脳深部活性化指標の情報は送信機 921 により送信された後、受信機 922 に受信され、脳深部活性化情報解析及びイメージング装置 940 の脳深部活性化解析部 941 に入力される。脳深部活性化解析部 941 は、入力される脳深部活性化指標の情報を解析してその解析結果を脳深部活性化表示モニタ 942 に表示するとともに、その情報をフィードバック部 943 を介して再生装置 950 にフィードバ

50

ックする。これにより、脳深部活性化指標の情報の解析結果に基づいて再生装置 950 の再生パラメータを制御することより、脳血流低下など負の影響が発生することを未然に防止することができる。

【0240】

図 81 は本発明の第 34 の実施形態に係る、超知覚振動再生装置 800a, 800b, 800c を用いて車両内で複数の被験者 12 を PET 計測するときの構成を示すブロック図である。図 59 の第 20 の実施形態においては、列車内での実施形態について説明したが、本実施形態は車内にいる被験者 12 を対象にした PET 計測の実施形態である。図 81 において、車内に設置した超知覚振動呈示装置 800a, 800b, 800c から振動を呈示し、車内にいる人の顔、体、背中などの部位に印加する。これらの呈示装置は、同一の振動源を呈示してもよく、また異なる振動源を併用してもよい。このとき、車内にいる人は、携帯型プレイヤーなどである可聴音再生装置 900 を用いて、互いに異なる、自分の好みの可聴音を聴いてよい。このとき、信号解析部 420 は、同一又は別の車両内、もしくは並列して走行する別の車両内に設置する。また、再生する振動は、超知覚領域にない振動でもよい。

10

【0241】

図 82 は本発明の第 35 の実施形態に係る、被験者 12 の筋肉 12k に埋め込んだ振動呈示装置の構成を示す外観図及び断面図である。本実施形態では、生体などの被験者 12 の筋肉 12k 内部に埋め込むことによって、体内で振動を発生する埋め込み型振動呈示装置を開示している。このとき、電源として、装置内に電池を一緒に埋め込むか、もしくは体外から例えば磁界発生シャツ 837s などを用いて磁界を印加し、電磁エネルギー変換電源装置 837 により磁界を電気に変換して電源供給する。装置内部に設置されたメモリ 834 に記憶された（又は無線や有線により外部から入力された）振動信号を増幅伝送するマイクロアンプ 833 を介して振動呈示シート 832t から振動を発生して筋肉 12k を介して体内に振動を伝達する。なお、埋め込む対象は筋肉 12k だけでなく、諸臓器内、体液内、骨内などでもよい。

20

【0242】

以上の各実施形態においては、被験者 12 は人間であるが、動物などの生体であってもよい。また、以上の各実施形態に係る装置を必要に応じて一体的に形成し、もしくは同一の装置又は同一のシステムとして形成してもよい。

30

【0243】

実施形態の特徴項目のまとめ。

以上の各実施形態に関する特徴項目は特徴項毎に以下の通りである。

【0244】

<特徴項 1> 本体筐体内に設けられかつ所定の軸方向の長さ及び所定の開口径を有する本体筐体内の検出センサ部を用いて、被験者を支持体上に載置しかつ上記被験者を上記検出センサ部の開口部内に移動させて、陽電子放射断層撮像法により計測を行う陽電子放射断層撮像装置において、

上記本体筐体を振動絶縁材料により被覆することにより、当該装置からの騒音振動を低減する騒音低減手段を備えたことを特徴とする陽電子放射断層撮像装置。

40

【0245】

<特徴項 2> 上記検出センサ部は上記軸方向の長さと比較して短くかつ上記開口部は上記開口径と比較して大きくなるように形成したことを特徴とする特徴項 1 記載の陽電子放射断層撮像装置。

【0246】

<特徴項 3> 上記支持体は、被験者の体位を変化可能に支持する屈曲型シートであることを特徴とする特徴項 1 又は 2 記載の陽電子放射断層撮像装置。

【0247】

<特徴項 4> 上記本体筐体を所定の角度で傾斜する装置傾斜機構をさらに備えたことを特徴とする特徴項 1 乃至 3 のうちのいずれか 1 つに記載の陽電子放射断層撮像装置。

50

【 0 2 4 8 】

< 特徴項 5 > 特徴項 1 乃至 4 のうちのいずれか 1 つに記載の陽電子放射断層撮像装置を用いて計測するとき用いる電子機器であって、

可聴周波数範囲を超える所定の最大周波数までの第 1 の周波数範囲の周波数を有しかつ所定の下限周波数を超える第 2 の周波数範囲において 1 秒ないし 1 / 1 0 秒以内のミクロな時間領域においてゆらぎが存在し、当該周波数成分において当該ミクロな時間領域で変化する非定常である音であるハイパーソニック・サウンドの信号データを記録して再生する記録再生手段を備えたことを特徴とする電子機器。

【 0 2 4 9 】

< 特徴項 6 > 上記記録再生手段により再生される信号データのうち上記第 1 の周波数範囲を有する超高周波成分を分離る波し、分離る波された超高周波成分を実質的に生体の全身に印加する第 1 の印加手段をさらに備えたことを特徴とする特徴項 5 記載の電子機器。

10

【 0 2 5 0 】

< 特徴項 7 > 上記記録再生手段により再生される信号データのうち上記可聴周波数範囲を有する可聴域成分を分離る波し、分離る波された可聴域成分を生体の聴覚のみに印加する第 2 の印加手段をさらに備えたことを特徴とする特徴項 6 記載の電子機器。

【 0 2 5 1 】

< 特徴項 8 > 上記生体の周囲環境音を収集するマイクロホンと、

上記マイクロホンにより収集された周囲環境音の音響構造を解析してその解析データを出力する解析手段と、

20

上記解析データに基づいて、上記第 1 の印加手段により印加される超高周波成分を調整する調整手段とをさらに備えたことを特徴とする特徴項 6 又は 7 記載の電子機器。

【 0 2 5 2 】

< 特徴項 9 > 特徴項 5 乃至 8 のうちのいずれか 1 つに記載の電子機器において、

上記電子機器は、1 対の筐体本体と、上記 1 対の筐体本体とを連結するヘッドバンドとを備えて構成されたヘッドホンであり、

上記第 1 の印加手段は上記 1 対の筐体本体及び上記ヘッドバンドにおいて上記生体の頭部及び実質的に全身に放射するように、複数設けられ、

上記第 2 の印加手段は上記 1 対の筐体本体において上記生体の聴覚のみに印加するように設けられたことを特徴とする電子機器。

30

【 0 2 5 3 】

< 特徴項 1 0 > 可聴周波数範囲を超える所定の最大周波数までの第 1 の周波数範囲の周波数を有しかつ所定の下限周波数を超える第 2 の周波数範囲において 1 秒ないし 1 / 1 0 秒以内のミクロな時間領域においてゆらぎが存在し、当該周波数成分において当該ミクロな時間領域で変化する非定常である音であるハイパーソニック・サウンドの信号データを記録して再生する記録再生手段と、

上記記録再生手段により再生される信号データのうち上記第 1 の周波数範囲を有する超高周波成分を分離る波し、分離る波された超高周波成分を実質的に生体の全身に印加する第 1 の印加手段をさらに備えたことを特徴とする電子機器。

【 0 2 5 4 】

40

< 特徴項 1 1 > 上記記録再生手段により再生される信号データのうち上記可聴周波数範囲を有する可聴域成分を分離る波し、分離る波された可聴域成分を生体の聴覚のみに印加する第 2 の印加手段をさらに備えたことを特徴とする特徴項 1 0 記載の電子機器。

【 0 2 5 5 】

< 特徴項 1 2 > 上記生体の周囲環境音を収集するマイクロホンと、

上記マイクロホンにより収集された周囲環境音の音響構造を解析してその解析データを出力する解析手段と、

上記解析データに基づいて、上記第 1 の印加手段により印加される超高周波成分を調整する調整手段とをさらに備えたことを特徴とする特徴項 1 0 又は 1 1 記載の電子機器。

【 0 2 5 6 】

50

< 特徴項 1 3 > 特徴項 1 0 乃至 1 2 のうちのいずれか 1 つに記載の電子機器において、
上記電子機器は、1 対の筐体本体と、上記 1 対の筐体本体とを連結するヘッドバンドと
を備えて構成されたヘッドホンであり、

上記第 1 の印加手段は上記 1 対の筐体本体及び上記ヘッドバンドにおいて上記生体の頭
部及び実質的に全身に放射するように、複数設けられ、

上記第 2 の印加手段は上記 1 対の筐体本体において上記生体の聴覚のみに印加するよう
に設けられたことを特徴とする電子機器。

【 0 2 5 7 】

< 特徴項 1 4 > 特徴項 1 0 又は 1 2 記載の電子機器において、

上記電子機器及び上記第 1 の印加手段は上記生体の装身具、装着物、衣服、又は寝具に
設けられたことを特徴とする電子機器。 10

【 0 2 5 8 】

< 特徴項 1 5 > 特徴項 1 1 記載の電子機器において、

上記電子機器及び上記第 1 と第 2 の印加手段は上記生体の装身具、装着物、衣服、又は
寝具に設けられたことを特徴とする電子機器。

【 0 2 5 9 】

< 特徴項 1 6 > 陽電子放射断層撮像法により計測を行う陽電子放射断層撮像装置において

、
検出センサ部と信号変換送出部を被験者の頭部に装着固定し、検出した放射線に関する情
報を、光信号のまま、あるいは電気信号に変換して、有線あるいは無線によって放射線計
数演算部に送出する機能を有する陽電子断層撮像装置であって、 20

検出センサ部と信号変換送出部を被験者の頭部と一体化させることによって、被験者が
移動しても計測が妨げられず、そのため被験者の動きの拘束を大幅に減じることが可能
ならしめ、かつ、頭部の微動により計測に誤差が出ることを防ぎ、計測精度を大幅に改善
させることを可能ならしめることを特徴とする陽電子放射断層撮像装置。

【 0 2 6 0 】

< 特徴項 1 7 > 上記装置の検出センサ部と信号変換送出部が被験者の身体を覆う面積は頭
部の狭い範囲に限られるため、被験者の身体の一部の露出面積が増し、振動の印加範囲が広がる
ことを特徴とする特徴項 1 6 記載の陽電子放射断層撮像装置。

【 0 2 6 1 】

< 特徴項 1 8 > 上記装置の放射線計数演算部を被験者から離れた遠隔地点に設置すること
によって、放射線計数演算装置が発する騒音振動が被験者の身体に到達することを排除し
、

これによって、本来の計測対象である振動の存在状態と脳活性との関係についての計測
精度を大幅に改善させることを可能ならしめることを特徴とする特徴項 1 6 又は 1 7 記載
の陽電子放射断層撮像装置。

【 0 2 6 2 】

< 特徴項 1 9 > 上記装置の検出センサ部に頭皮表面電位の検出センサも同時に装着するこ
とを可能ならしめることを特徴とする特徴項 1 6 乃至 1 8 のうちのいずれか 1 つに記載の
陽電子断層撮像装置。 40

【 0 2 6 3 】

< 特徴項 2 0 > 特徴項 1 6 乃至 1 9 のうちのいずれか 1 つに記載の装置の検出センサ部に
脳内磁気分布の検出センサも同時に装着することを可能ならしめることを特徴とする陽電
子断層撮像装置。

【 0 2 6 4 】

< 特徴項 2 1 > 特徴項 1 6 乃至 2 0 のうちのいずれか 1 つに記載の装置の検出センサ部に
、呈示用振動を印加し頭部に伝達させる装置も同時に装着することを可能ならしめるこ
とを特徴とする陽電子断層撮像装置。

【 0 2 6 5 】

< 特徴項 2 2 > 特徴項 1 6 乃至 2 1 のうちのいずれか 1 つに記載の装置を用いる際に生体 50

の頭部に微弱線源を装着することにより、解剖学的画像と陽電子断層撮像装置により撮像した画像との位置を対応づけることを可能ならしめることを特徴とする陽電子断層撮像装置。

【0266】

<特徴項23>特徴項16乃至22のうちのいずれか1つに記載の陽電子放射断層撮像装置を用いたシステムであって、開放された空間において複数の生体の計測を同時平行実施することが可能であることを特徴とする陽電子放射断層撮像システム。

【0267】

<特徴項24>特徴項1乃至4及び16乃至23のうちのいずれか1つに記載の陽電子放射断層撮像装置を用いて計測するときに用いる振動呈示装置であって、ひとつ又は複数の印加手段を備えていることを特徴とする振動呈示装置。

10

【0268】

<特徴項25>特徴項25記載の振動呈示装置であって、生体の体表面全体又は部分又はその他の生体構成部位のうち、ひとつ又は複数の生体構成部位に対して振動を印加することを可能ならしめることを特徴とする振動呈示装置。

【0269】

<特徴項26>特徴項24又は25記載の印加手段により印加される振動は、独立に操作して印加することが可能であることを特徴とする振動呈示装置。

【0270】

<特徴項27>特徴項24乃至26のうちいずれか1つに記載の振動呈示装置において、印加される振動は、ひとつ又はそれ以上の異なる種類の振動源から構成されることを可能ならしめることを特徴とする振動呈示装置。

20

【0271】

<特徴項28>特徴項24乃至27のうちのいずれか1つに記載の装置において、振動を生体構成部位に印加する印加手段は、携帯機器、装身具、装着物、衣服、寝具等の家具、什器、内装品、飲食物、塗布物、体内への注入物、挿入物、投与物、嚥下物、又は埋設物に設けられたことを特徴とする振動呈示装置。

【0272】

<特徴項29>特徴項24乃至28のうちのいずれか1つに記載の装置において、振動を生体構成部位に印加する印加手段は、気体、液体、固体、あるいはそれらの共存物を媒体とするか、あるいは媒体を介さず直接生体に印加することを特徴とする振動呈示装置。

30

【0273】

<特徴項30>特徴項24乃至29のうちのいずれか1つに記載の装置を用いたシステムであって、複数の生体の聴覚系に互いに異なる振動を呈示することが可能であり、かつ複数の生体の聴覚系以外の生体構成部位に共通の振動を呈示することが可能な振動呈示装置を備えたシステム。

【0274】

<特徴項31>特徴項24乃至30のうちのいずれか1つに記載の装置を用いる場合に、可聴範囲内の周波数範囲を有する振動を生体の聴覚系に印加し、あわせて、可聴範囲外の超高周波成分を含む周波数範囲を有する振動を生体の聴覚系以外の生体構成部位に印加することによって、生体の基幹脳の脳血流を増加させる一方、可聴範囲内の周波数範囲を有する振動を生体の聴覚系に印加し、可聴範囲外の超高周波成分を含む周波数範囲を有する振動を生体の聴覚系以外の生体構成部位に印加しない場合は、生体の基幹脳の脳血流が低下することを特徴とする振動呈示装置。

40

【0275】

<特徴項32>特徴項31記載の振動呈示装置を用いて振動を生体に呈示する場合に、振動呈示装置又は生体の周囲の振動を収集する振動計測装置と、

上記振動計測装置により収集された周囲振動の振動構造を解析してその解析データを出力する解析手段と、

上記解析データに基づいて、生体の基幹脳の脳血流が低下する危険度を判定して、判定

50

結果に基づいて、警報を出力し、もしくは振動呈示装置を操作する手段を備えたことを特徴とする装置。

【0276】

<特徴項33>特徴項31記載の振動呈示装置を用いて振動を生体に呈示する場合に、振動呈示装置が呈示する振動に対する生体の応答反応を計測する装置と、

上記計測装置により収集された応答反応を解析してその解析データを出力する解析手段と、

上記解析データに基づいて、生体の基幹脳の脳血流が低下する危険度を判定して、判定結果に基づいて、警報を出力乃至振動呈示装置を操作する手段を備えたことを特徴とする装置。

10

【0277】

<特徴項34>特徴項31記載の振動呈示装置を用いて振動を生体に呈示する場合に、可聴範囲内の振動を生体の聴覚系に印加する印加手段において、可聴範囲外の超高周波成分を含ませ、かつ聴覚系以外の生体構成部位に同時に印加することによって、可聴範囲外の超高周波成分を含む振動を印加する印加手段に不具合があった場合においても、生体の基幹脳の血流量を低下させる危険性を回避することを可能ならしめることを特徴とする振動呈示装置。

【0278】

<特徴項35>特徴項31記載の振動呈示装置を用いて振動を生体に呈示する場合に、可聴範囲外の超高周波成分を含む振動を生体の聴覚系以外の生体構成部位に印加する印加手段に、可聴範囲内の振動を同時に含ませることによって、当該印加手段に不具合があった場合においても、聴覚で不具合を知覚することを可能ならしめ、生体の基幹脳の血流量を低下させる危険性を回避することを容易ならしめることを特徴とする振動呈示装置。

20

【0279】

<特徴項36>複数の振動印加手段を備えた振動呈示装置であって、生体の体表面全体又は部分又はその他の生体構成部位のうち、いずれかひとつ又は複数の異なる生体構成部位に対して、それぞれ並行して、又は独立に操作して印加することが可能であることを特徴とし、複数の異なる種類の振動源から構成されることを特徴とする振動呈示装置。

【0280】

<特徴項37>特徴項36記載の振動呈示装置において、振動を生体構成部位に印加する印加手段は、携帯機器、装身具、装着物、衣服、寝具等の家具、什器、内装品、飲食物、塗布物、体内への注入物、挿入物、投与物、嚥下物、又は埋設物に設けられたことを特徴とする振動呈示装置。

30

【0281】

<特徴項38>特徴項36又は37記載の振動呈示装置において、振動を生体構成部位に印加する印加手段は、気体、液体、固体、あるいはそれらの共存物を媒体とするか、あるいは媒体を介さず直接生体に印加することを特徴とする振動呈示装置。

【0282】

<特徴項39>特徴項36乃至38のうちのいずれか1つに記載の振動呈示装置を用いたシステムであって、複数の生体の聴覚系に互いに異なる振動を呈示することが可能であり、かつ複数の生体の聴覚系以外の生体構成部位に共通の振動を呈示することが可能な振動呈示装置を備えたシステム。

40

【0283】

<特徴項40>特徴項36乃至39のうちのいずれか1つに記載の振動呈示装置を用いる場合に、可聴範囲内の周波数範囲を有する振動を生体の聴覚系に印加し、あわせて、可聴範囲外の超高周波成分を含む周波数範囲を有する振動を生体の聴覚系以外の生体構成部位に印加することによって、生体の基幹脳の脳血流を増加させる一方、可聴範囲内の周波数範囲を有する振動を生体の聴覚系に印加し、可聴範囲外の超高周波成分を含む周波数範囲を有する振動を生体の聴覚系以外の生体構成部位に印加しない場合は、生体の基幹脳の脳血流が低下することを特徴とする振動呈示装置。

50

【 0 2 8 4 】

< 特徴項 4 1 > 特徴項 3 6 記載の振動呈示装置を用いて振動を生体に呈示する場合に、振動呈示装置又は生体の周囲の振動を収集する振動計測装置と、

上記振動計測装置により収集された周囲振動の振動構造を解析してその解析データを出力する解析手段と、

上記解析データに基づいて、生体の基幹脳の脳血流が低下する危険度を判定して、判定結果に基づいて、警報を出力乃至振動呈示装置を操作する手段を備えたことを特徴とする装置。

【 0 2 8 5 】

< 特徴項 4 2 > 特徴項 3 6 記載の振動呈示装置を用いて振動を生体に呈示する場合に、振動呈示装置が呈示する振動に対する生体の応答反応を計測する装置と、

上記計測装置により収集された応答反応を解析してその解析データを出力する解析手段と、

上記解析データに基づいて、生体の基幹脳の脳血流が低下する危険度を判定して、判定結果に基づいて、警報を出力乃至振動呈示装置を操作する手段を備えたことを特徴とする装置。

【 0 2 8 6 】

< 特徴項 4 3 > 特徴項 3 6 記載の振動呈示装置を用いて振動を生体に呈示する場合に、可聴範囲内の振動を生体の聴覚系に印加する印加手段において、可聴範囲外の超高周波成分を含ませ、かつ聴覚系以外の生体構成部位に同時に印加することによって、可聴範囲外の超高周波成分を含む振動を印加する印加手段に不具合があった場合においても、生体の基幹脳の血流量を低下させる危険性を回避することを可能ならしめることを特徴とする振動呈示装置。

【 0 2 8 7 】

< 特徴項 4 4 > 特徴項 3 6 記載の振動呈示装置を用いて振動を生体に呈示する場合に、可聴範囲外の超高周波成分を含む振動を生体の聴覚系以外の生体構成部位に印加する印加手段に、可聴範囲内の振動を同時に含ませることによって、

当該の印加手段に不具合があった場合においても、聴覚で不具合を知覚することを可能ならしめ、生体の基幹脳の血流量を低下させる危険性を回避することを容易ならしめることを特徴とする振動呈示装置。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 2 8 8 】

以上詳述したように、第 1 の発明に係る陽電子放射断層撮像装置によれば、本体筐体内に設けられかつ所定の軸方向の長さ及び所定の開口径を有する本体筐体内の検出センサ部を用いて、被験者を支持体上に載置しかつ上記被験者を上記検出センサ部の開口部内に移動させて、陽電子放射断層撮像法により計測を行う陽電子放射断層撮像装置において、上記本体筐体を振動絶縁材料により被覆することにより、当該装置からの騒音振動を低減する騒音低減手段を備える。具体的には、上記検出センサ部は上記軸方向の長さに比較して短くかつ上記開口部は上記開口径に比較して大きくなるように形成する。それ故、上記陽電子放射断層撮像装置の動作中における騒音やノイズを大幅に低減することができ、当該装置からの騒音振動の被験者への伝達を抑制することができる。また、被験者の頭部及び身体に呈示情報が到達しやすい開放的な構造を確保する手段を提供することができ、上記検出センサ部の大きさを上述のように構成することによって、呈示される直進性の強い超高周波振動や光情報を被験者の頭部を含む身体表面の広い範囲にじかに到達させることができ、ハイパーソニック・サウンドを被験者に印加するときにより改善された実験結果を得ることができる。

【 0 2 8 9 】

また、第 2 の発明に係る陽電子放射断層撮像装置によれば、陽電子放射線を検出する検出センサ手段と、検出された陽電子放射線の情報を、当該情報に基づいて計数演算する放射線計数演算手段に伝送する伝送手段とを備え、上記検出センサ手段と上記伝送手段とを

10

20

30

40

50

一体的に形成しかつ被験者の頭部に装着固定する。さらに、上記放射線計数演算手段を被験者から離れた遠隔地点に設置し、検出信号を無線又は十分に細い有線で伝送する。それ故、被験者が移動しても計測が妨げられず、非拘束状態で脳活動の計測が可能になり、心的ストレスを大幅に軽減し、頭部の微動により計測に誤差が出ることを防ぎ、計測精度を大幅に改善させることができる。また、上記陽電子放射断層撮像装置の動作中における放射線係数演算装置が発する騒音や振動ノイズの被験者への伝達を抑制することができる。また装置が被験者の身体を覆う面積が狭い範囲に限られるため、呈示情報を被験者の身体表面の広い範囲に到達させることができ、ハイパーソニック・サウンドを被験者に印加するときにより改善された実験結果を得ることができる。さらに、上記検出センサ手段と上記伝送手段とを一体的に形成したヘルメット状の帽子などに、頭皮表面電位の検出センサ、又は脳内磁気分布の検出センサを同時に装着することを可能とする。またさらに、上記検出センサ手段と上記伝送手段とを一体的に形成したヘルメット状の帽子などに同時に振動呈示装置を装着することによって、装置に覆われた頭部にも振動を印加することを可能とし、振動伝達が妨げられる部位をほとんど皆無にすることができる。これらによって、振動の存在状態と脳活性との関係についての計測精度を大幅に改善させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0290】

【図1】本発明の第1の実施形態に係るPET計測装置10Aを備えたPET計測室1において、信号発生装置15からのハイパーソニック・サウンドをスーパーツイータS1及びフルレンジスピーカS2を用いてPET計測装置10Aのベッド11上の被験者12に印加している状態を示す概略図である。

【図2】本発明の第1の実施形態の変形例に係るPET計測装置10Aを備えたPET計測室1において、信号発生装置15からのハイパーソニック・サウンドをスーパーツイータS1及びフルレンジスピーカS2を用いてPET計測装置10Aの屈曲型シート13上の被験者12に印加している状態を示す概略図である。

【図3】従来例に係るPET計測装置10を備えたPET計測室1において、信号発生装置15からのハイパーソニック・サウンドをスーパーツイータS1及びフルレンジスピーカS2を用いてPET計測装置10のベッド11上の被験者12に印加している状態を示す概略図である。

【図4】従来例に係るPET計測装置20の装置構成を示す概略ブロック図である。

【図5】図4のPET計測装置20の機能ユニットの構成を示すブロック図である。

【図6】従来技術の実験結果であって、(a)はハイパーソニック・サウンドのうちの可聴域音をスピーカにより被験者に印加する一方、その超高周波振動をスピーカにより被験者に印加する場合において、可聴域音+超高周波振動を提示するときと可聴域音のみを提示するときの脳波 α 2ポテンシャルの違いを示すグラフであり、(b)はハイパーソニック・サウンドのうちの可聴域音をヘッドホンにより被験者に印加する一方、その超高周波振動をスピーカにより被験者に印加する場合において、可聴域音+超高周波振動を提示するときと可聴域音のみを提示するときの脳波 α 2ポテンシャルの違いを示すグラフであり、(c)はハイパーソニック・サウンドのうちの可聴域音をヘッドホンにより被験者に印加する一方、その超高周波振動をヘッドホンにより被験者に印加する場合において、可聴域音+超高周波振動を提示するときと可聴域音のみを提示するときの脳波 α 2ポテンシャルの違いを示すグラフである。

【図7】本発明の第2の実施形態に係るPET計測装置20Aの概略ブロック図である。

【図8】本発明の第2の実施形態の第1の変形例に係るPET計測装置20Bの概略ブロック図である。

【図9】本発明の第2の実施形態の第2の変形例に係るPET計測装置20Cの概略ブロック図である。

【図10】非特許文献15において開示された実験結果であって、(a)は被験者の脳幹に対して種々の周波数成分の音を印加したときの脳血流量を示すグラフであり、(b)は被験者の視床に対して種々の周波数成分の音を印加したときの脳血流量を示すグラフであ

10

20

30

40

50

る。

【図 1 1】本発明の第 3 の実施形態に係る信号再生装置により再生する音声信号の周波数特性を示すスペクトラム図である。

【図 1 2】本発明の第 3 の実施形態に係る信号再生装置の構成を示すブロック図である。

【図 1 3】本発明の第 3 の実施形態の第 1 の変形例に係る信号記録再生装置の構成を示すブロック図である。

【図 1 4】本発明の第 3 の実施形態の第 2 の変形例に係る信号記録再生装置の構成を示すブロック図である。

【図 1 5】本発明の第 3 の実施形態の第 1 の実施例に係る信号記録再生システムの構成を示すブロック図である。

10

【図 1 6】本発明の第 3 の実施形態の第 2 の実施例に係る信号記録再生システムの構成を示すブロック図である。

【図 1 7】従来技術の実験結果であって、ハイパーソニック・サウンドのうちの可聴域音をヘッドホンにより被験者に印加する一方、その超高周波振動をスピーカにより、全身を音絶縁化した被験者に印加する場合において、可聴域音 + 超高周波振動を提示するときと可聴域音のみを提示するときの脳波 α 2 ポテンシャルの違いを示すグラフである。

【図 1 8】(a) は本発明の第 4 の実施形態に係る帽子装着タイプの信号再生装置 9 0 の構成を示す外観図及びブロック図であり、(b) は本発明の第 4 の実施形態に係るメガネ装着タイプの信号再生装置 9 0 a の構成を示す外観図及びブロック図である。

【図 1 9】本発明の第 4 の実施形態の第 1 の変形例に係る信号記録再生装置 9 0 A の構成を示すブロック図である。

20

【図 2 0】本発明の第 4 の実施形態の第 2 の変形例に係る信号記録再生装置 9 0 B の構成を示すブロック図である。

【図 2 1】本発明の第 5 の実施形態に係るヘッドホンの構成を示す外観図及びブロック図である。

【図 2 2】図 2 1 のヘッドホンで用いる信号再生装置の構成を示すブロック図である。

【図 2 3】本発明の第 5 の実施形態の第 1 の変形例に係る帽子装着タイプの信号再生装置の構成を示す外観図及びブロック図である。

【図 2 4】図 2 3 の信号再生装置 1 3 1 の構成を示すブロック図である。

【図 2 5】本発明の第 5 の実施形態の第 2 の変形例に係るメガネ装着タイプの信号再生装置の構成を示す外観図及びブロック図である。

30

【図 2 6】図 2 5 の携帯型信号再生装置 1 4 0 の構成を示すブロック図である。

【図 2 7】(a) は本発明の第 6 の実施形態に係る信号再生装置を備えたブローチ 1 6 0 の正面図であり、(b) は当該ブローチ 1 6 0 の右側面図であり、(c) は当該ブローチ 1 6 0 の裏面図である。

【図 2 8】(a) 本発明の第 7 の実施形態に係る信号再生装置を備えたプレスレット 1 7 0 の外観図であり、(b) は当該プレスレット 1 7 0 の側面図である。

【図 2 9】(a) は本発明の第 8 の実施形態に係る信号再生装置を備えたイヤリング 1 8 0 の正面図であり、(b) は当該イヤリング 1 8 0 の右側面図であり、(c) は当該イヤリング 1 8 0 の裏面図である。

40

【図 3 0】(a) は本発明の第 9 の実施形態に係る信号再生装置を備えたバレッタ 1 9 0 の正面図であり、(b) は当該バレッタ 1 9 0 の裏面図であり、(c) は当該バレッタ 1 9 0 の上面図である。

【図 3 1】図 2 7、図 2 8、図 2 9 及び図 3 0 の信号再生装置 2 0 0 の構成を示すブロック図である。

【図 3 2】(a) は本発明の第 1 0 の実施形態に係る信号再生装置 2 0 0 を備えたシャツ 2 1 0 の外面を示す正面図であり、(b) は当該シャツ 2 1 0 の内面を示す正面図である。

【図 3 3】(a) は本発明の第 1 1 の実施形態に係る信号再生装置 2 0 0 を備えた通常型寝具(上掛け、毛布) 2 3 0 A の上面及び下面(身体接触面)を示す正面図であり、(b)

50

）は本発明の第 10 の実施形態に係る信号再生装置 200 を備えた襟ぐり型寝具（上掛け、毛布）230B の上面及び下面（身体接触面）を示す正面図であり、（c）は本発明の第 10 の実施形態に係る信号再生装置 200 を備えた表裏区別無用型寝具（上掛け、毛布）230C の上面及び下面（身体接触面）を示す正面図である。

【図 34】本発明の第 12 の実施形態に係る信号再生装置 200 を備えた枕 240 の外観図である。

【図 35】（a）は本発明の第 13 の実施形態に係る信号再生装置 200 を備えたベッド 250 の上面図であり、（b）は当該ベッド 250 の右側面図であり、（c）は当該ベッド 250 の正面図である。

【図 36】本発明の実施例 1 に係る信号記録再生システムの構成を示すブロック図である 10

【図 37】（a）は図 36 の信号記録再生システムにおける音源の電気信号を示すスペクトル図であり、（b）は当該信号記録再生システムにおけるスピーカシステムを介した音のスペクトル図であり、（c）は当該信号記録再生システムにおけるスピーカシステムを介した減衰された超高周波成分（HFC）のスペクトル図であり、（d）は当該信号記録再生システムにおけるイヤホンシステムを介した音のスペクトル図である。

【図 38】図 36 の信号記録再生システムの実験結果であって、（a）は可聴域成分（LFC）をスピーカシステムを介して被験者に印加しかつ超高周波成分（HFC）をイヤホンシステムを介して被験者に印加したときの α EEG の正規化パワー、聴取レベル及び快適聴取レベル（ Δ CLL）を示すグラフであり、（b）は可聴域成分（LFC）をイヤホンシステムを介して被験者に印加しかつ超高周波成分（HFC）をイヤホンシステムを介して被験者に印加したときの α EEG の正規化パワー、聴取レベル及び快適聴取レベル（ Δ CLL）を示すグラフであり、（c）は可聴域成分（LFC）をイヤホンシステムを介して被験者に印加しかつ超高周波成分（HFC）をスピーカシステムを介して被験者に印加したときの α EEG の正規化パワー、聴取レベル及び快適聴取レベル（ Δ CLL）を示すグラフであり、（d）は可聴域成分（LFC）をイヤホンシステムを介して被験者に印加しかつ超高周波成分（HFC）をスピーカシステムを介して音絶縁化された被験者に印加したときの α EEG の正規化パワー、聴取レベル及び快適聴取レベル（ Δ CLL）を示すグラフである。 20

【図 39】図 38（a）の場合における被験者頭部の α 2 帯域成分強度の Z スコア（図面下部は Z スコアのグレースケールを示す。）を示す図である。 30

【図 40】図 38（b）の場合における被験者頭部の α 2 帯域成分強度の Z スコア（図面下部は Z スコアのグレースケールを示す。）を示す図である。

【図 41】図 38（c）の場合における被験者頭部の α 2 帯域成分強度の Z スコア（図面下部は Z スコアのグレースケールを示す。）を示す図である。

【図 42】図 38（d）の場合における被験者頭部の α 2 帯域成分強度の Z スコア（図面下部は Z スコアのグレースケールを示す。）を示す図である。

【図 43】従来例に係る PET 計測装置による実験結果であって、（a）は当該実験に用いる音源の電気信号のスペクトル図であり、（b）は当該実験の聴取位置での電気信号のスペクトル図であり、（c）は被験者の脳幹における種々の音に対する調整後の rCBF を示すグラフであり、（d）は被験者の視床における種々の音に対する調整後の rCBF を示すグラフである。 40

【図 44】第 1 の実施形態に係る図 1 の PET 計測装置による実験結果であって、（a）は当該実験に用いる音源の電気信号のスペクトル図であり、（b）は当該実験の聴取位置での電気信号のスペクトル図であり、（c）は被験者の脳幹における種々の音に対する調整後の rCBF を示すグラフであり、（d）は被験者の視床における種々の音に対する調整後の rCBF を示すグラフである。

【図 45】発明者らによるハイパーソニック・サウンドに関する実験結果であって、ハイパーソニック・サウンド中の超高周波成分を増強した場合のハイパーソニック・エフェクトの度合いの変化を示し、脳波 α 波ポテンシャルの後頭部の 5 電極の平均値（ α -EEG 50

)を示すグラフである。

【図４６】発明者らによるハイパーソニック・サウンドに関する実験結果であって、ハイパーソニック・サウンド中の超高周波成分を増強した場合のハイパーソニック・エフェクトの度合いの変化を示し、調節行動の結果の可聴音聴取音量を示すグラフである。

【図４７】本発明の第１４の実施形態に係るＰＥＴ計測装置１０Ｂの構成を示すブロック図である。

【図４８】図４７のＰＥＴ計測装置１０Ｂにおいて光信号有線伝送のときの実施例を示すブロック図である。

【図４９】図４７のＰＥＴ計測装置１０Ｂにおいて電気信号有線伝送のときの実施例を示すブロック図である。

10

【図５０】図４７のＰＥＴ計測装置１０Ｂにおいて電気信号無線伝送のときの実施例を示すブロック図である。

【図５１】本発明の第１５の実施形態に係るＰＥＴ計測装置１０Ｃの構成を示すブロック図である。

【図５２】（ａ）は図５１のＰＥＴ計測装置１０Ｃの詳細構成を示すブロック図であり、（ｂ）は図５１の脳波計測装置５００の詳細構成を示すブロック図であり、（ｃ）は図５１の振動呈示装置６００の詳細構成を示すブロック図である。

【図５３】本発明の第１６の実施形態に係るＰＥＴ計測装置１０Ｄの構成を示すブロック図である。

【図５４】（ａ）は図５３のＰＥＴ計測装置１０Ｄの詳細構成を示すブロック図であり、（ｂ）は図５３の脳磁図計測装置７００の詳細構成を示すブロック図である。

20

【図５５】本発明の第１７の実施形態に係るＰＥＴ計測装置１０Ｅの構成を示すブロック図である。

【図５６】図５５のＰＥＴ計測装置１０Ｅの詳細構成を示すブロック図である。

【図５７】本発明の第１８の実施形態に係る、超知覚振動再生装置８００を用いて複数の被験者１２をＰＥＴ計測するときの構成を示すブロック図である。

【図５８】本発明の第１９の実施形態に係る、超知覚振動再生装置８００を用いて複数の被験者１２をＰＥＴ計測するときの構成を示すブロック図である。

【図５９】本発明の第２０の実施形態に係る、超知覚振動再生装置８００を用いて列車内で複数の被験者１２をＰＥＴ計測するときの構成を示すブロック図である。

30

【図６０】本発明の第２１の実施形態に係る、超知覚振動発生装置８３０付きヘッドセット８２０、振動発振シート８３１及び超知覚振動発生装置８３０付き携帯電話機８４０の構成を示す外観図である。

【図６１】本発明の第２２の実施形態に係る、超知覚振動発生装置８３０付きイヤホン８２１及び超知覚振動発生装置８３０付き携帯型音楽プレイヤー８５０の構成を示す外観図である。

【図６２】本発明の第２３の実施形態に係る、ペンダント型超知覚振動発生装置８３０ｐの構成を示す外観図である。

【図６３】本発明の第２４の実施形態に係る、圧電繊維８３６を用いた超知覚振動発生装置の構成を示す外観図である。

40

【図６４】本発明の第２５の実施形態に係る、バスタブ８６０Ｃ中の被験者１２に対する超知覚振動呈示装置８６０の構成を示すブロック図である。

【図６５】本発明の第２６の実施形態に係る、皮膚密着型超高周波エミッタ８３２ａを用いた超知覚振動発生装置の構成を示す外観図である。

【図６６】本発明の第２７の実施形態に係る、被験者１２の鼻腔１２ｃに挿入される振動呈示シート８３２ｓを用いた超知覚振動発生装置の構成を示す外観図及び断面図である。

【図６７】本発明の第２８の実施形態に係る、被験者１２の体内に服用して用いるカプセル型振動呈示装置８３０ｃの構成を示す外観図及び断面図である。

【図６８】本発明の第２９の実施形態に係る、被験者１２の体内に服用して用いるアメ玉型振動呈示装置８３０ａの構成を示す外観図及び断面図である。

50

【図 6 9】本発明の第 3 0 の実施形態に係る、被験者 1 2 の体内に服用して用いる微粒子型振動呈示装置の構成を示す外観図及び断面図である。

【図 7 0】本発明の実施例 3 に係る超高周波再生装置 8 6 0 a の一例を示す概略図である。

【図 7 1】図 7 0 の実施例 3 に係る、耳で聴く可聴域音楽と、身体で聴く聴こえない超高周波作品との関係を示す図である。

【図 7 2】(a) は図 7 0 の実施例 3 における実験結果であって脳幹における調整後の r C B F 値を示すグラフであり、(b) は図 7 0 の実施例 3 における実験結果であって左視床における調整後の r C B F 値を示すグラフである。

【図 7 3】(a) は本発明の第 3 1 の実施形態において用いるスピーカ 8 7 0 の構成を示す外観図であり、(b) は図 7 3 (a) の超可聴域担当スーパーツイータ 8 7 1 の周波数特性を示すグラフであり、(c) は図 7 3 (a) の可聴域担当スコーク 8 7 2 の周波数特性を示すグラフであり、(d) は図 7 3 (a) の可聴域担当ウーファ 8 7 3 の周波数特性を示すグラフである。

10

【図 7 4】本発明の第 3 2 の実施形態に係る音構造情報によるフィードバック制御機構を備えた高周波モニタリングシステムの実施例を示すブロック図である。

【図 7 5】図 7 4 の高周波モニタリングシステムの詳細構成を示すブロック図である。

【図 7 6】図 7 4 の高周波モニタリングシステムの詳細処理の第 1 の部分を示すフローチャートである。

【図 7 7】図 7 4 の高周波モニタリングシステムの詳細処理の第 2 の部分を示すフローチャートである。

20

【図 7 8】図 7 4 の高周波モニタリングシステムの詳細処理の第 3 の部分を示すフローチャートである。

【図 7 9】本発明の第 3 3 の実施形態に係る脳深部活性化情報によるフィードバック制御機構を備えた高周波モニタリングシステムの実施例を示すブロック図である。

【図 8 0】図 7 9 の高周波モニタリングシステムの詳細構成を示すブロック図である。

【図 8 1】本発明の第 3 4 の実施形態に係る、超知覚振動再生装置 8 0 0 a , 8 0 0 b , 8 0 0 c を用いて車両内で複数の被験者 1 2 を P E T 計測するときの構成を示すブロック図である。

【図 8 2】本発明の第 3 5 の実施形態に係る、被験者 1 2 の筋肉 1 2 k に埋め込んだ振動呈示装置の構成を示す外観図及び断面図である。

30

【符号の説明】

【 0 2 9 1 】

1 ... P E T 計測室、

1 0 A , 1 0 B , 1 0 C , 1 0 D , 1 0 E ... P E T 計測装置、

1 0 a ... 振動絶縁材料、

1 0 c ... 装置傾斜機構、

1 1 ... ベッド、

1 1 a ... 振動絶縁部材、

1 2 ... 被験者、

40

1 2 a ... 被験者の頭部、

1 2 b ... 被験者の体表面、

1 2 c ... 被験者の鼻腔、

1 2 d ... 被験者の口、

1 2 e ... 被験者の胃、

1 2 k ... 被験者の筋肉、

1 3 ... 屈曲型シート、

1 3 a ... 振動絶縁材料、

1 5 ... 信号発生装置、

1 6 ... 光ファイバケーブル、

50

1 7 ... 有線信号ケーブル、	
1 8 ... 頭皮表面電位（脳波）検出センサ、	
1 9 ... 脳内磁気分布（脳磁図）検出センサ、	
1 9 a ... 増幅器、	
2 0 A , 2 0 B , 2 0 C ... P E T 計測装置、	
2 1 , 2 1 A ... 検出器リング、	
2 1 a ... 検査薬分子、	
2 1 b ... 校正用線源、	
2 1 m ... マーカー用微弱線源、	
2 1 p ... 放射線、	10
2 2 ... 装置本体電源制御モジュール、	
2 3 ... 検出器電源モジュール、	
2 4 a , 2 4 b ... 放射線計数演算モジュール、	
2 4 c ... 放射線捕捉数及び経過時間ディスプレイ、	
2 5 a , 2 5 b ... 演算モジュール電源、	
2 5 c , 2 5 d ... 電源モジュール、	
2 6 a , 2 6 b ... 操作パネル、	
2 7 ... 電源スイッチ、	
2 8 ... 装置本体制御ボードラック、	
2 9 ... 装置本体傾斜制御モータ、	20
3 0 ... 駆動モータ、	
3 0 A ... 校正用線源装填機構、	
3 1 ... 校正用線源周回駆動モータ、	
3 2 A ... 放射線遮蔽板、	
3 5 ... データ画像演算コンピュータ、	
4 2 ... 冷却気給気ファン、	
4 2 m ... ファンモータ、	
4 4 ... 防音制振部材、	
4 5 ... 冷却気給気ファン、	
4 5 m ... ファンモータ、	30
4 6 ... ダクト、	
4 7 ... 整流板、	
4 8 ... 剛性部材、	
5 1 ... 冷却気導入管、	
5 2 ... 温排気管、	
6 0 ... 屋外放熱器、	
6 1 ... 熱交換器、	
6 2 , 6 3 ... ポンプ、	
6 4 ... 冷却水管、	
6 5 ... 温排水管、	40
6 6 ... バルブ、	
7 0 ... 音声信号増幅器、	
7 1 , 7 1 A ... スピーカ、	
7 2 ... 音声信号記録再生装置、	
7 4 ... マイクロホン、	
7 5 ... 可聴域音特性計測器、	
7 6 ... 再生音特性調整器、	
7 7 ... B G M 再生装置、	
8 1 , 8 2 , 8 3 ... 被験者、	
8 1 p ... 携帯型音楽プレイヤー、	50

9 0 , 9 0 a , 9 0 A , 9 0 B ... 信号再生装置、	
9 1 ... 帽子、	
9 2 ... メガネ、	
1 0 1 ... 固体メモリ、	
1 0 2 ... 音声信号増幅器、	
1 0 4 ... マイクホン、	
1 0 5 ... 可聴域音特性計測器、	
1 0 6 ... 再生音特性調整器、	
1 1 0 ... 被験者の頭部、	
1 1 0 a ... 外耳道、	10
1 1 1 ... ヘッドホン、	
1 1 1 a , 1 1 1 b ... ヘッドホン筐体、	
1 1 2 ... ヘッドバンド、	
1 1 5 ... 信号帯域分割回路、	
1 1 6 , 1 1 7 ... 信号増幅器、	
1 1 8 ... 信号入力プラグ、	
1 2 0 ... 超高周波振動発生素子、	
1 2 1 ... 可聴域スピーカ、	
1 2 2 ... 可聴域音再生用イヤホン、	
1 2 4 ... イヤーパッド、	20
1 2 5 ... 小型電池、	
1 2 9 ... 素子不載置部、	
1 3 0 ... 帽子、	
1 3 1 ... 信号再生装置、	
1 3 2 ... メモリ型プレイヤー、	
1 3 3 ... D / A 変換器、	
1 3 4 ... 信号増幅器、	
1 4 0 ... 携帯型信号再生装置、	
1 4 1 ... C P U、	
1 4 2 ... R O M、	30
1 4 3 ... R A M、	
1 4 4 ... 表示部、	
1 4 5 ... 操作部、	
1 4 6 ... 超高周波増幅器、	
1 4 7 ... 可聴波増幅器、	
1 4 8 ... 外部入力インターフェース、	
1 4 9 ... バス、	
1 5 0 ... 充電電池、	
1 5 1 ... 外部信号発生器、	
1 6 0 ... ブローチ、	40
1 6 1 ... 電池挿入部蓋、	
1 6 2 ... メモリ挿入部蓋、	
1 6 3 ... 金具取付部、	
1 6 4 ... 金具、	
1 7 0 ... プレスレット、	
1 7 1 ... 電池挿入部蓋、	
1 7 2 ... メモリ挿入部蓋、	
1 8 0 ... イヤリング、	
1 8 1 ... 電池挿入部蓋、	
1 8 2 ... 金具取付部、	50

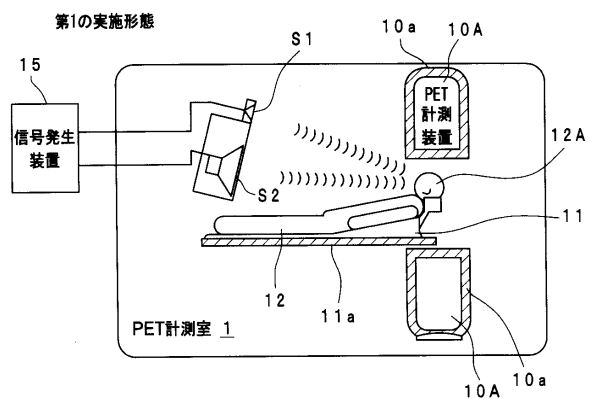
1 8 3 ... 金具、	
1 9 0 ... バレッタ、	
1 9 1 ... 電池挿入部蓋、	
1 9 2 ... メモリ挿入部蓋、	
2 0 0 ... 信号再生装置、	
2 0 1 ... 固定メモリ、	
2 0 2 ... マイクロアンプ、	
2 0 3 ... 電池、	
2 1 0 ... シャツ、	
2 2 1 , 2 2 2 ... スピーカ、	10
2 3 0 A ... 通常型寝具、	
2 3 0 B ... 襟ぐり型寝具、	
2 3 0 C ... 表裏区別無用型寝具、	
2 4 0 ... 枕、	
2 5 0 ... ベッド、	
2 5 1 ... ベッドスプリング、	
2 5 2 ... ヘッドボード、	
2 5 3 ... スピーカ、	
2 5 5 ... プレイヤ、	
2 5 6 ... 前置増幅器、	20
2 5 7 ... 超高周波増幅器、	
2 5 8 ... 可聴波増幅器、	
3 0 0 ... 信号源ディスク、	
3 0 1 ... プレイヤ、	
3 0 2 ... 前置増幅器、	
3 1 0 ... 左チャンネル回路、	
3 1 1 ... 高域通過フィルタ (H P F)、	
3 1 2 ... 低域通過フィルタ (L P F)、	
3 1 3 ... イヤホン増幅器、	
3 1 4 ... 電力増幅器、	30
3 2 0 ... 右チャンネル回路、	
3 3 0 ... スピーカシステム、	
3 3 1 ... ツィータ、	
3 3 2 ... フルレンジスピーカ、	
3 3 3 ... ウーファ、	
3 3 4 ... イヤホン、	
3 3 5 ... 電力分配ネットワーク、	
3 4 0 ... 被験者、	
3 4 1 ... 被験者の頭部、	
3 5 0 ... フルフェースヘルメット、	40
3 6 0 ... 音絶縁化全身コート、	
4 1 0 , 4 1 0 A , 4 1 0 B , 4 1 0 C ... P E T 検出部、	
4 2 0 ... 信号解析部、	
4 2 1 ... A / D 変換モジュール、	
4 3 0 , 4 3 0 A ... 信号変換送信部、	
4 3 0 a ... アンテナ、	
4 3 1 ... 光電信号変換モジュール、	
4 3 2 ... 増幅器、	
4 3 3 ... 無線送信回路、	
4 4 0 ... 無線受信部、	50

4 4 0 a ... アンテナ、	
4 4 1 ... 無線受信回路、	
4 4 2 ... 電源、	
5 0 0 ... 脳波計測装置、	
6 0 0 ... 振動呈示装置、	
6 0 1 ... 振動記録再生装置、	
6 0 2 ... 増幅器、	
6 0 3 ... 振動呈示装置、	
7 0 0 ... 脳磁図計測装置、	
8 0 0 , 8 0 0 a , 8 0 0 b , 8 0 0 c ... 超知覚振動再生装置、	10
8 1 0 , 8 1 1 ... 車両、	
8 2 0 ... ヘッドセット、	
8 2 1 ... イヤホン、	
8 3 0 , 8 3 0 p ... 超知覚振動再生装置、	
8 3 0 a ... アメ玉型振動呈示装置、	
8 3 0 c ... カプセル型振動呈示装置、	
8 3 1 ... 振動発振シート、	
8 3 2 ... サウンドエミッタ、	
8 3 2 A , 8 3 2 B ... 超知覚振動再生装置、	
8 3 2 a ... 超高周波エミッタ、	20
8 3 2 s , 8 3 2 t ... 振動呈示シート、	
8 3 3 ... マイクロアンプ、	
8 3 4 ... メモリ、	
8 3 5 ... 電池、	
8 3 7 ... 電磁エネルギー変換電源装置、	
8 3 7 h ... 磁界発生腹巻、	
8 3 7 s ... 磁界発生シャツ、	
8 3 8 ... 液体中の微粒子、	
8 3 8 a ... 電磁波 / 弾性波変換素子、	
8 3 8 b ... 振動素子、	30
8 3 8 L ... 液体、	
8 4 0 ... 携帯電話機、	
8 5 0 ... 携帯音楽プレイヤー、	
8 5 1 ... ヘッドホン、	
8 6 0 ... 超知覚振動呈示装置、	
8 6 0 a ... 超高周波再生装置、	
8 6 0 S ... 信号発生装置、	
8 6 0 C ... バスタブ、	
8 6 0 L ... 液体、	
8 7 0 ... スピーカ、	40
8 7 1 ... スーパーツイータ、	
8 7 2 ... スコーカ、	
8 7 3 ... ウーファ、	
9 0 0 ... 可聴音再生装置、	
9 0 0 a ... ヘッドホン、	
9 1 0 ... 音声入力装置、	
9 1 1 ... マイクロホン、	
9 1 2 ... マイクロアンプ、	
9 1 3 ... 音構造情報解析装置、	
9 1 3 a ... 音構造情報解析部、	50

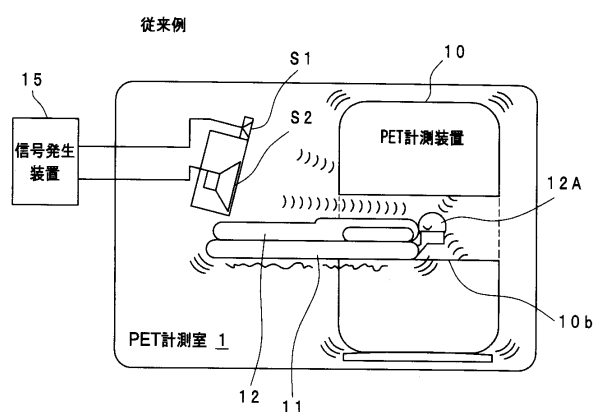
9 1 4 ... 危険度判定装置、
 9 1 5 ... 解析結果モニタ装置、
 9 1 6 ... 警報発生器、
 9 1 7 ... 自己診断装置、
 9 1 8 ... 自己修復装置、
 9 2 0 ... 脳波導出装置、
 9 2 1 ... 送信機、
 9 2 2 ... 受信機、
 9 3 0 ... 音構造情報解析モニタ装置、
 9 3 1 ... 音構造表示モニタ、
 9 4 0 ... 脳深部活性化情報解析及びイメージング装置、
 9 4 1 ... 脳深部活性化解析部、
 9 4 2 ... 脳深部活性化表示モニタ、
 9 4 3 ... フィードバック部、
 9 5 0 , 9 5 0 A ... 再生装置、
 S 1 ... ツィータ、
 S 2 ... フルレンジスピーカ、
 S W 1 , S W 2 , S W 3 , S W 4 ... スイッチ。

10

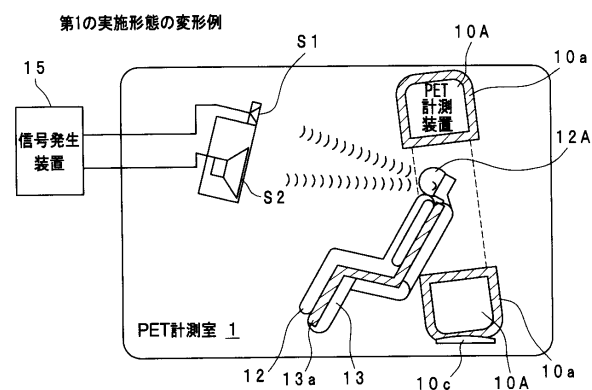
【図 1】



【図 3】

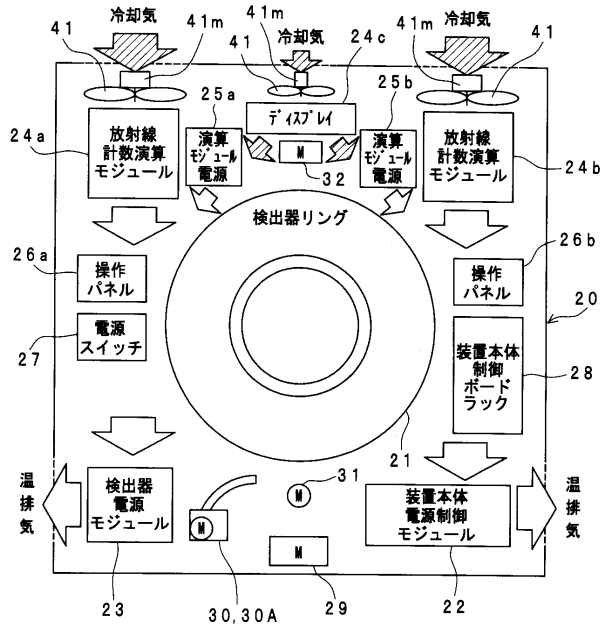


【図 2】

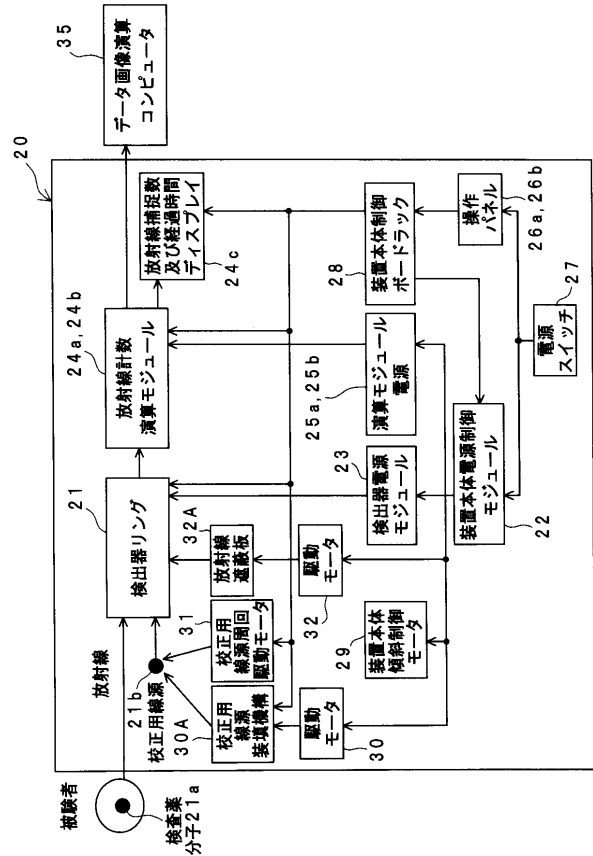


【図 4】

従来例



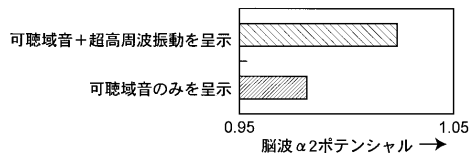
【図 5】



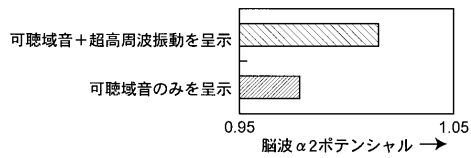
【図 6】

従来技術

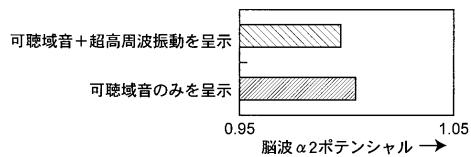
(a) <呈示条件>可聴域音: スピーカ、超高周波振動: スピーカ



(b) <呈示条件>可聴域音: ヘッドホン、超高周波振動: スピーカ

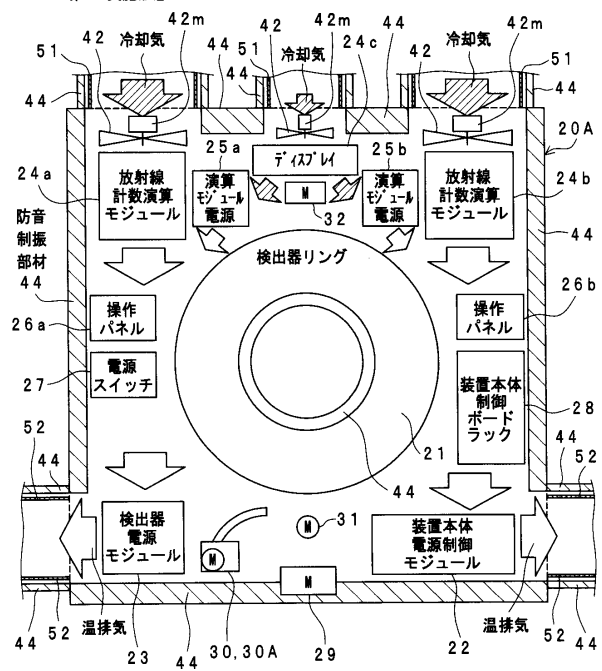


(c) <呈示条件>可聴域音: ヘッドホン、超高周波振動: ヘッドホン



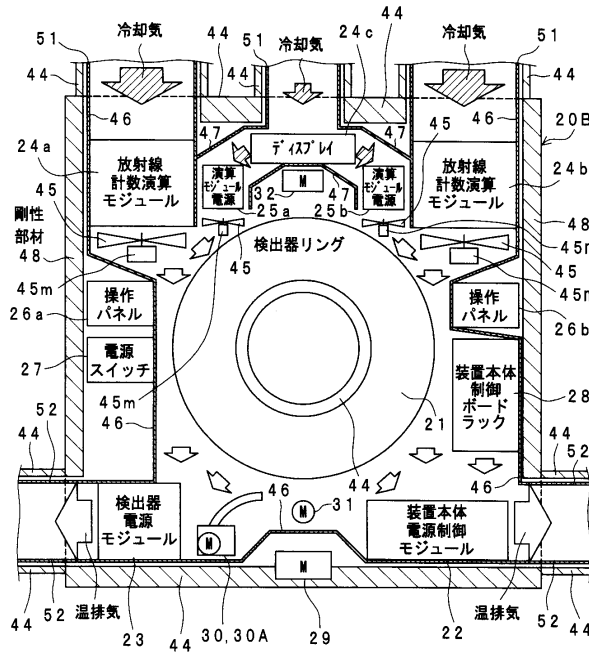
【図 7】

第2の実施形態

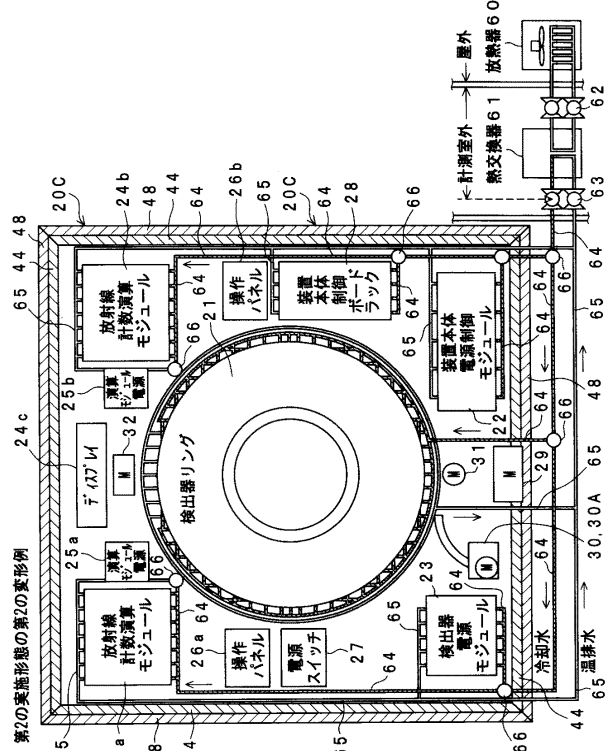


【図 8】

第2の実施形態の第1の変形例

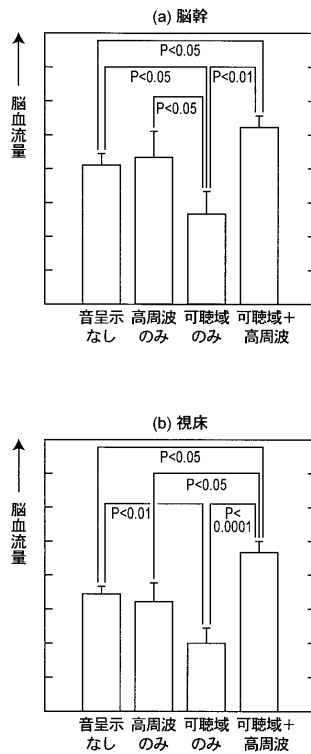


【図 9】

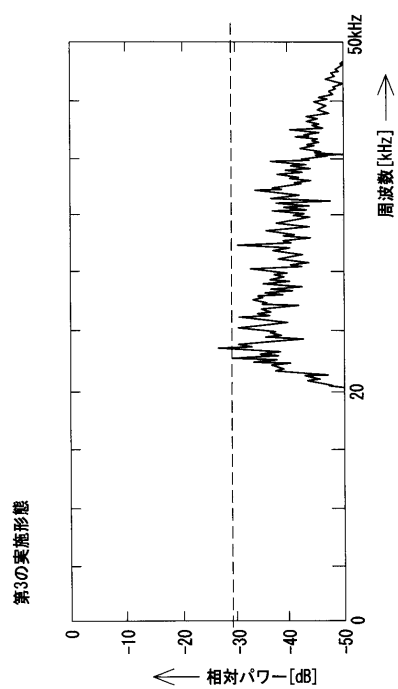


【図 10】

従来技術

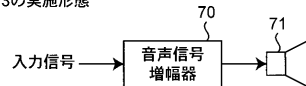


【図 11】



【図 1 2】

第3の実施形態



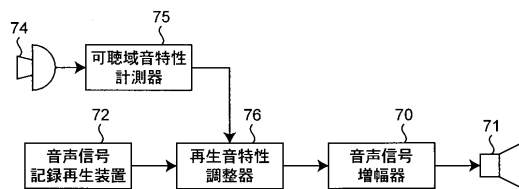
【図 1 3】

第3の実施形態の第1の変形例



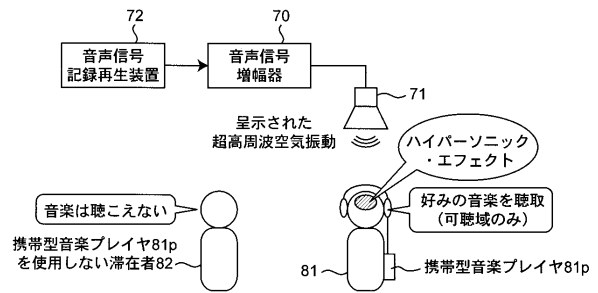
【図 1 4】

第3の実施形態の第2の変形例



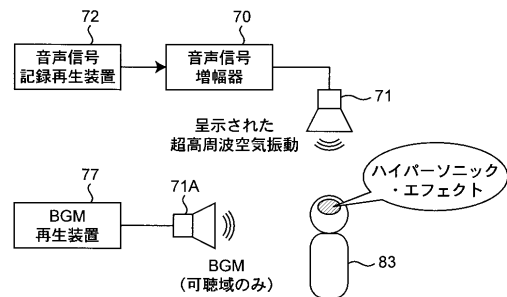
【図 1 5】

第3の実施形態の第1の実施例



【図 1 6】

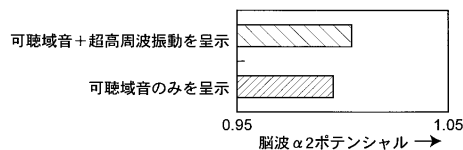
第3の実施形態の第2の実施例



【図 1 7】

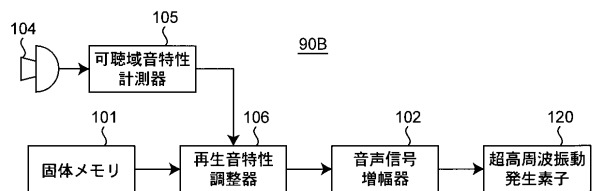
従来技術

<呈示条件>可聴域音: ヘッドホン、超高周波振動: スピーカ (音絶縁化)



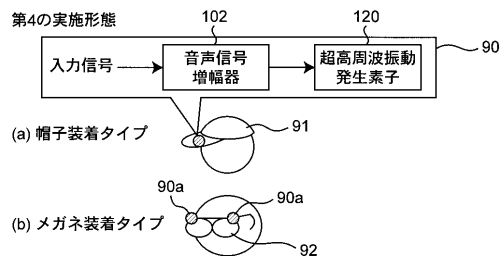
【図 2 0】

第4の実施形態の第2の変形例



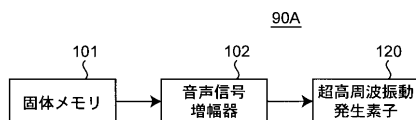
【図 1 8】

第4の実施形態

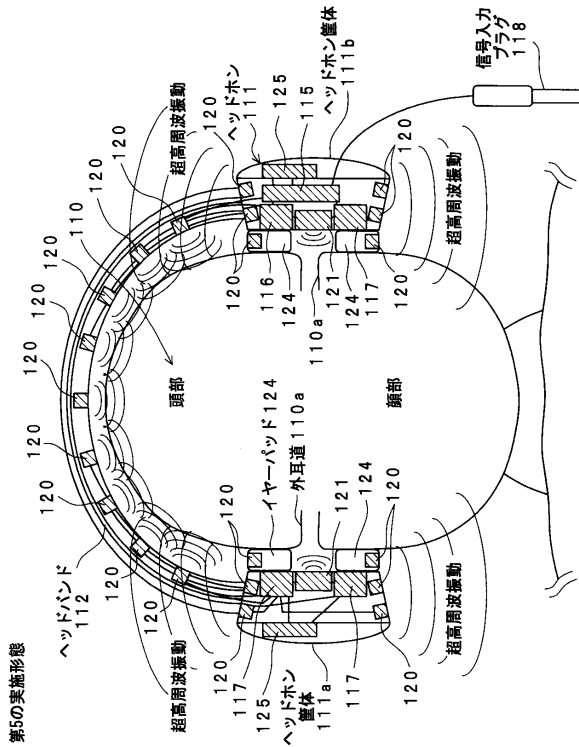


【図 1 9】

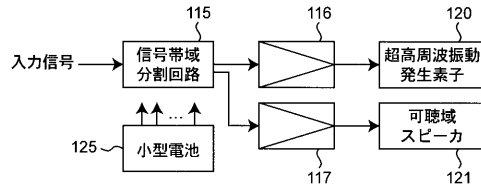
第4の実施形態の第1の変形例



【図 2 1】

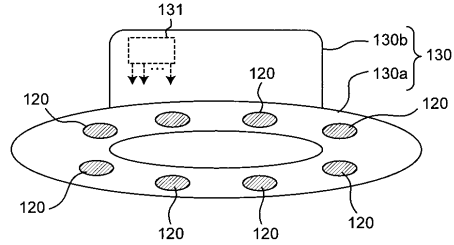


【図 2 2】

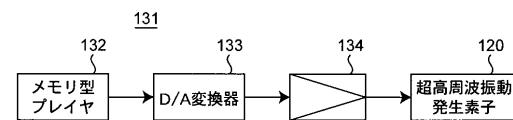


【図 2 3】

第5の実施形態の第1の変形例

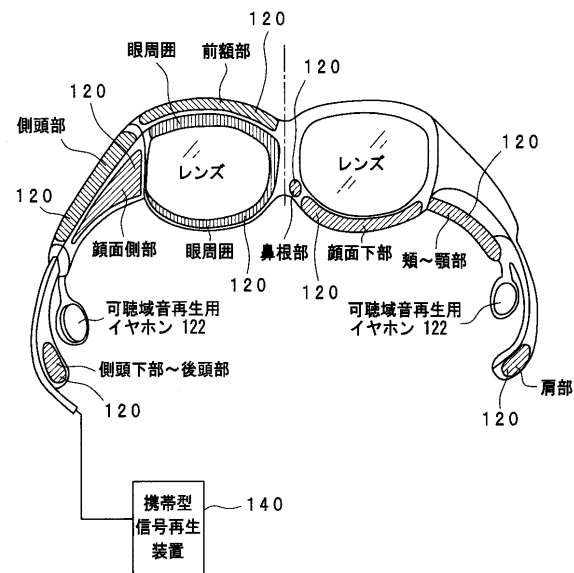


【図 2 4】

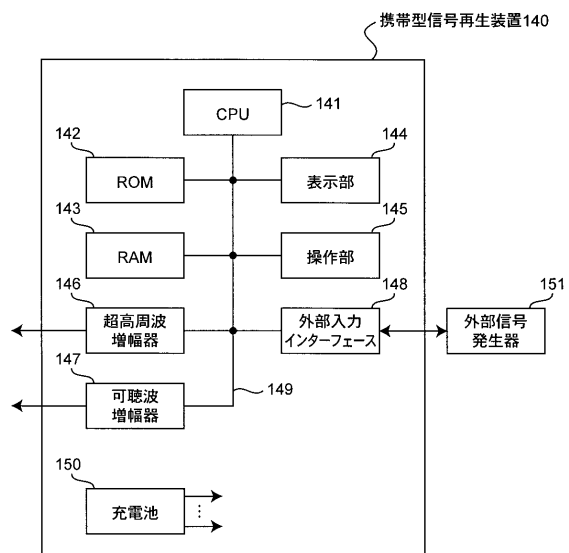


【図 2 5】

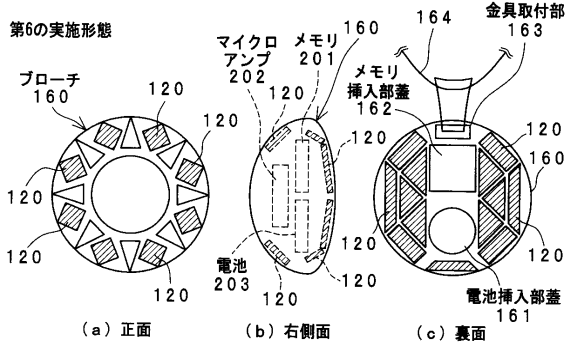
第5の実施形態の第2の変形例



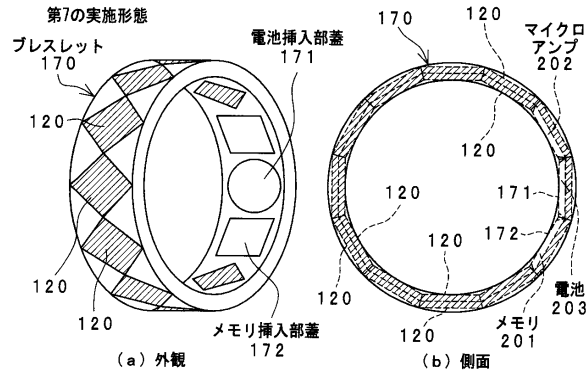
【図 2 6】



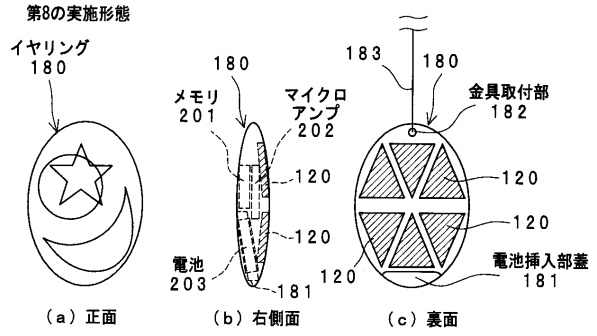
【図 27】



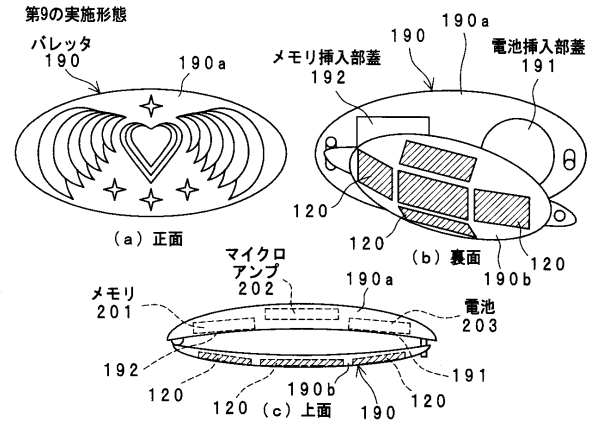
【図 28】



【図 29】

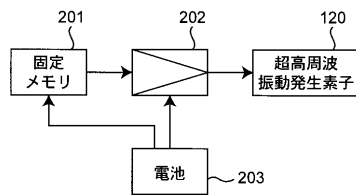


【図 30】

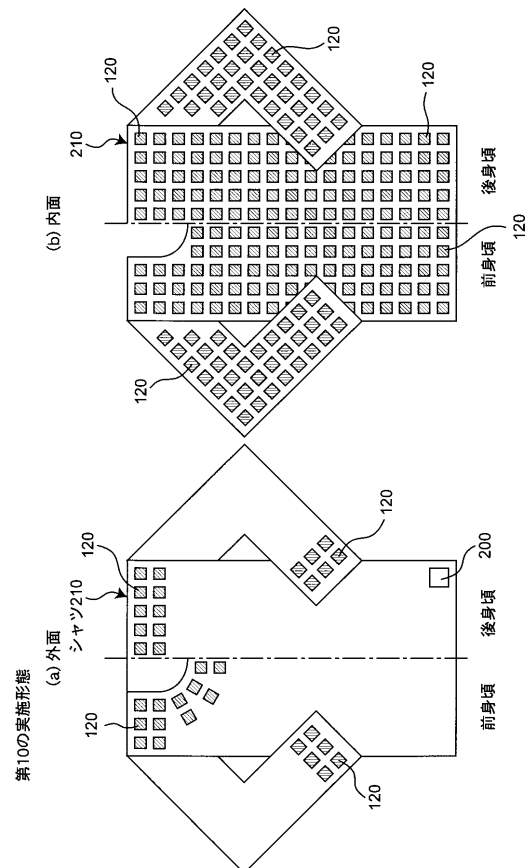


【図 31】

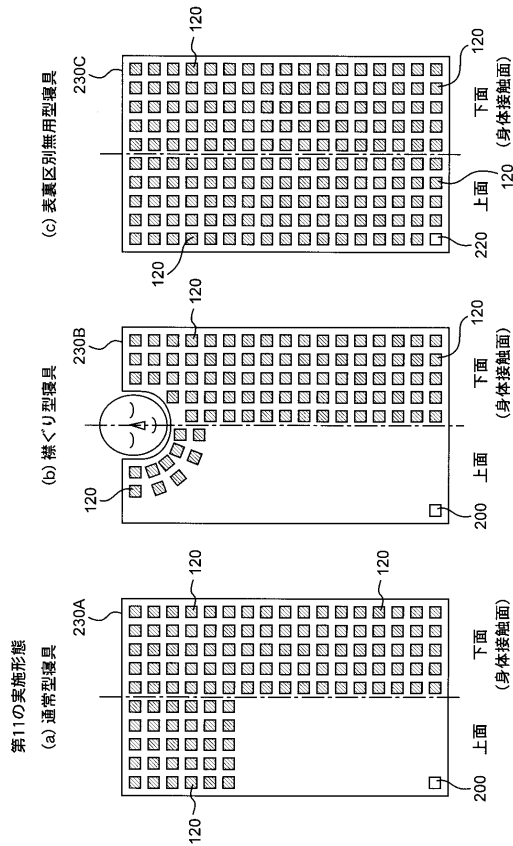
信号再生装置200



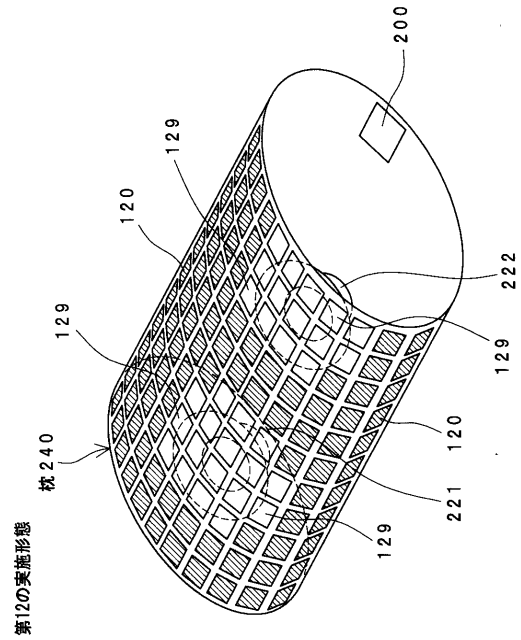
【図 32】



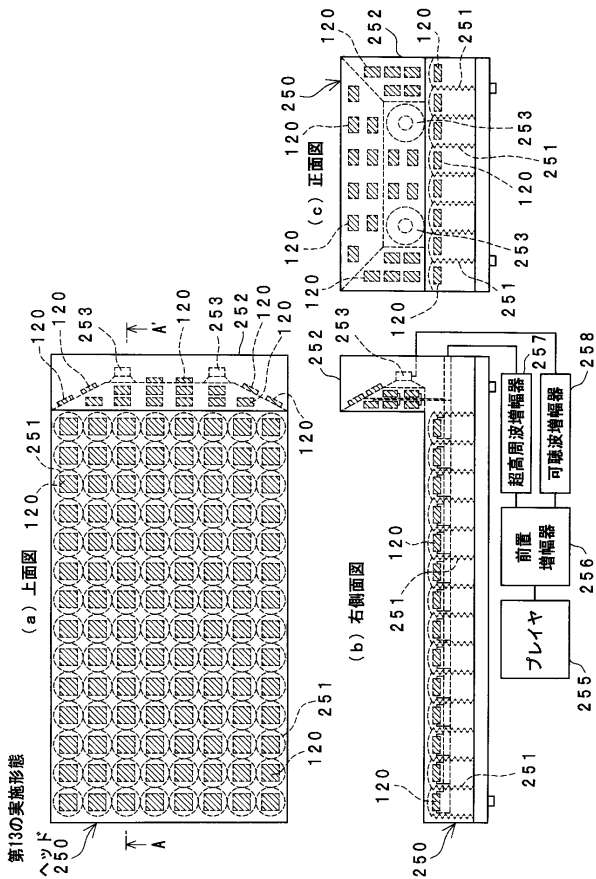
【図 3 3】



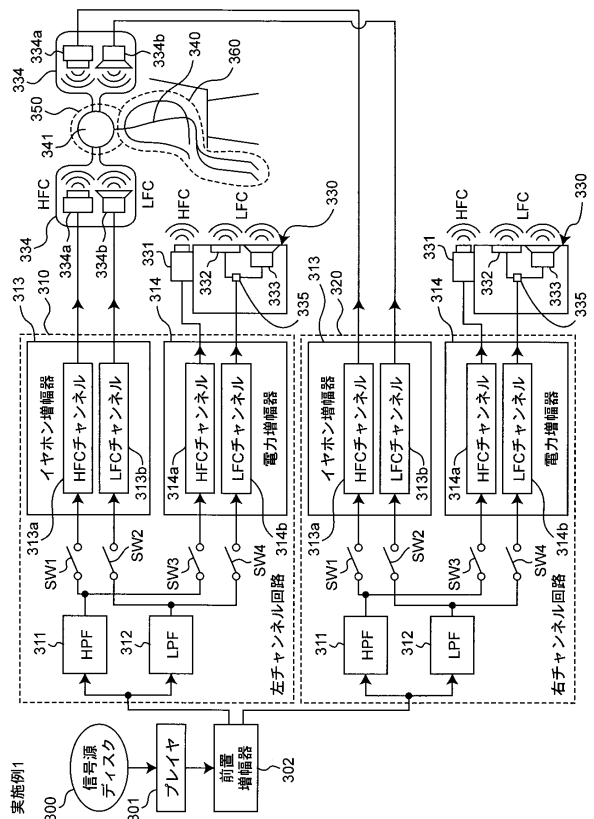
【図 3 4】



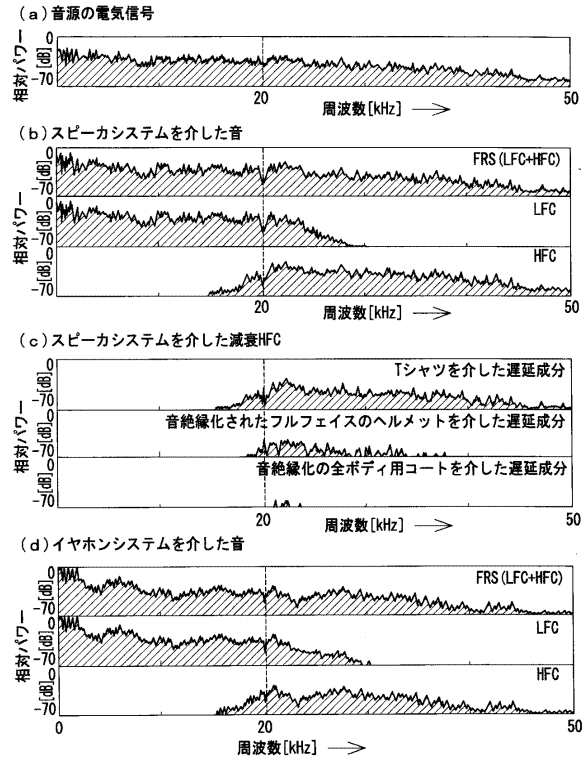
【図 3 5】



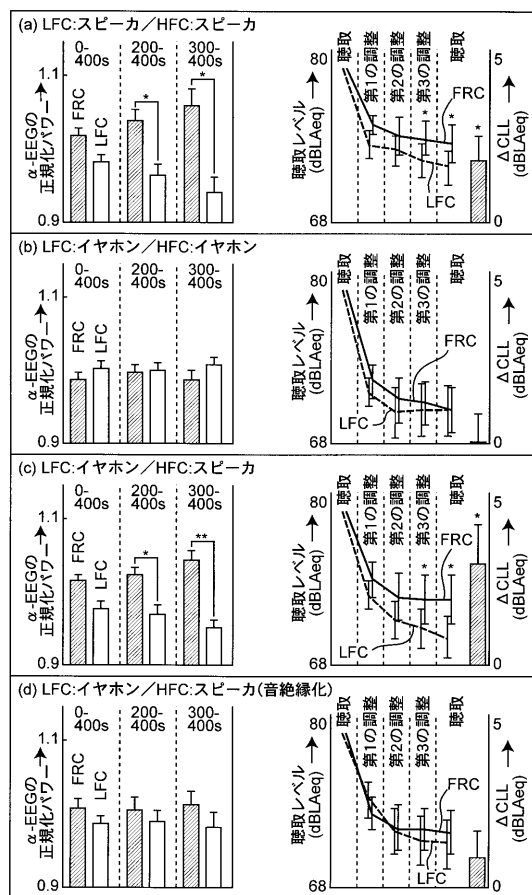
【図 3 6】



【図 37】

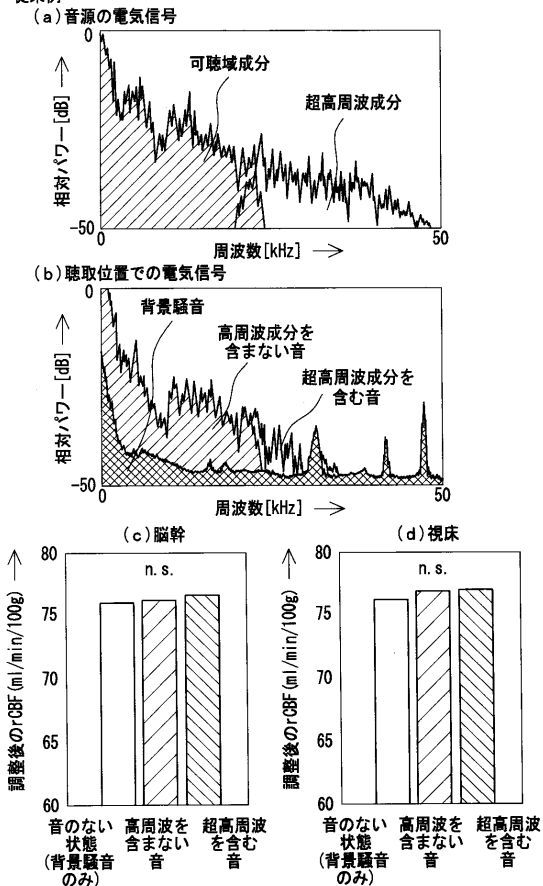


【図 38】



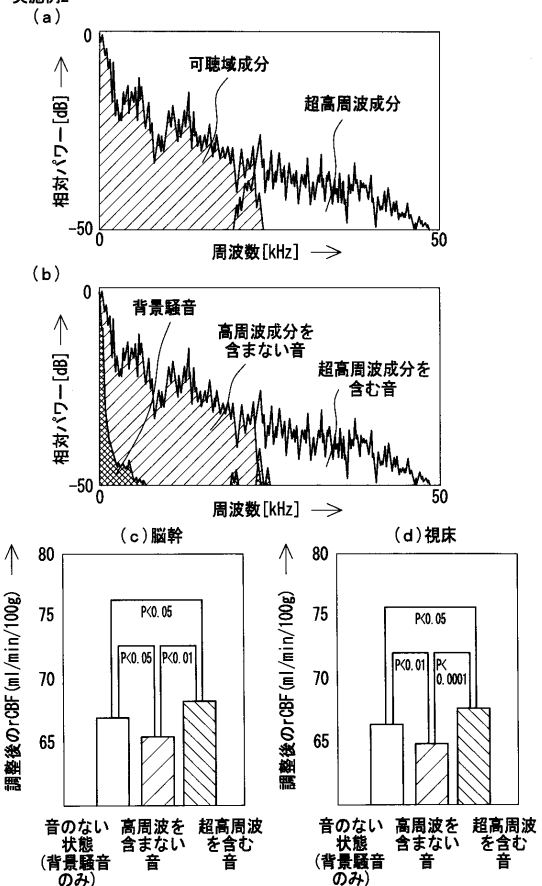
【図 43】

従来例

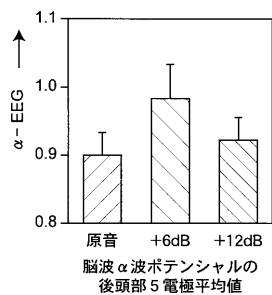


【図 44】

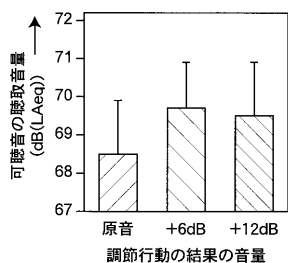
実施例2



【 図 4 5 】

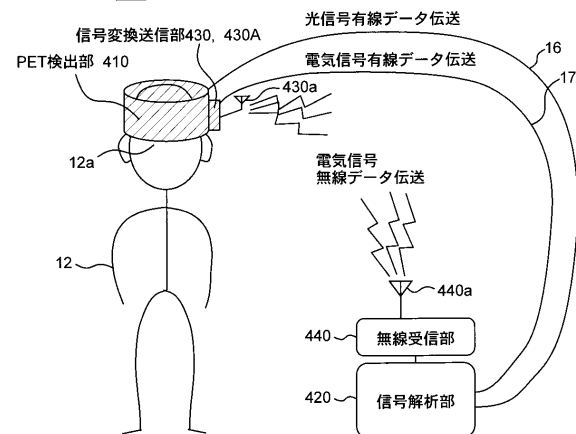


【 図 4 6 】



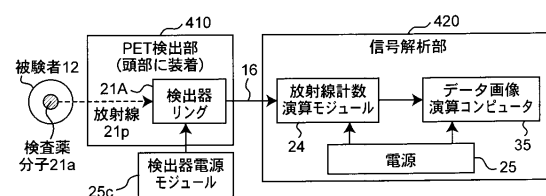
【 図 4 7 】

第14の実施形態
PET計測装置 10B



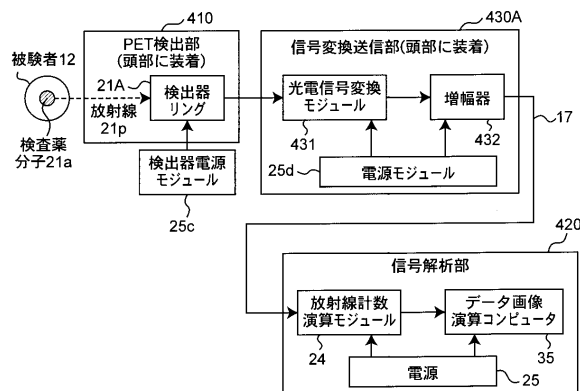
【 図 4 8 】

光信号有線データ伝送のときの実施例



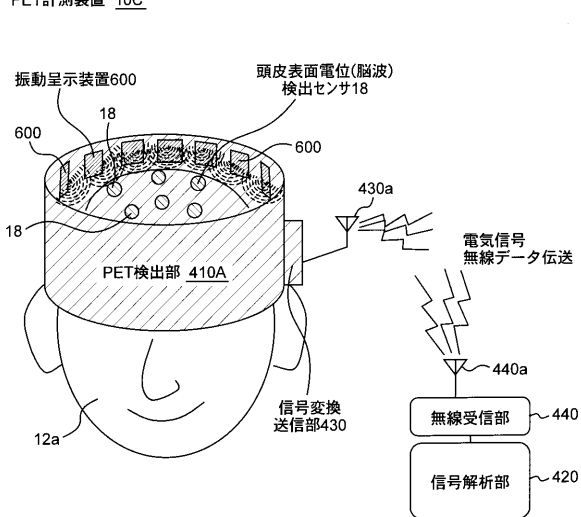
【 ㄨ 4 9 】

【図 19】 電気信号有線データ伝送のときの実施例



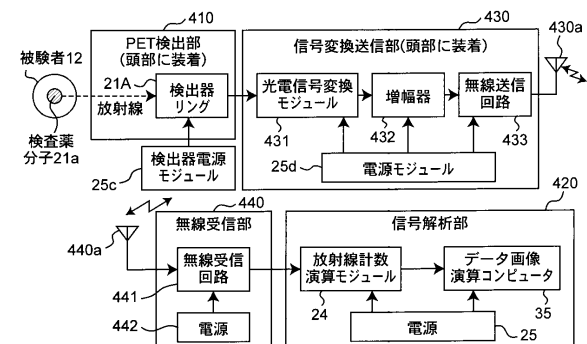
【 図 5 1 】

第15の実施形態
PET計測装置 10C

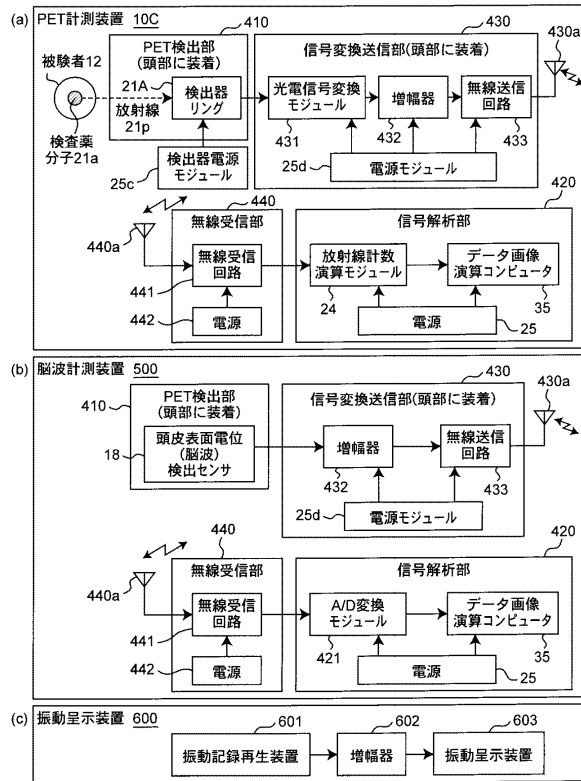


【 ㄨ 5 0 】

【図 5-9】電気信号無線データ伝送のときの実施例

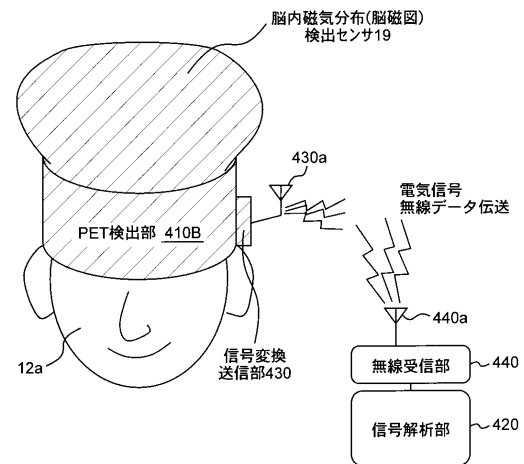


【図 5 2】

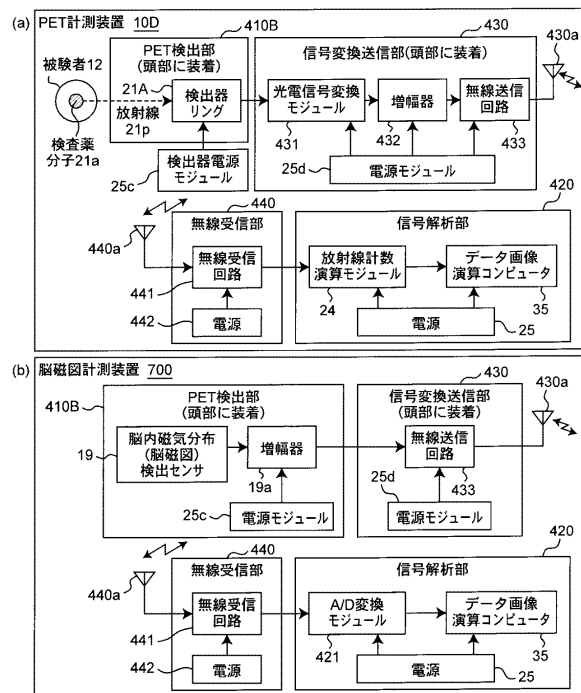


【図 5 3】

第16の実施形態
PET計測装置 10D

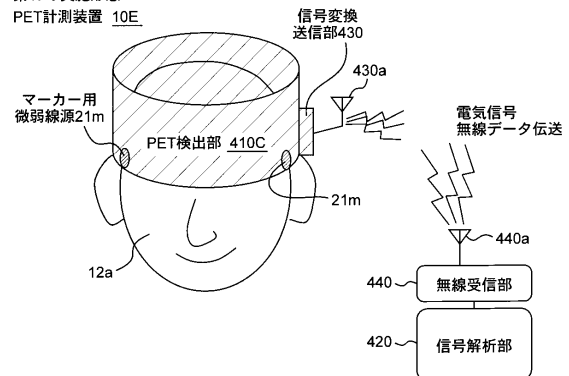


【図 5 4】

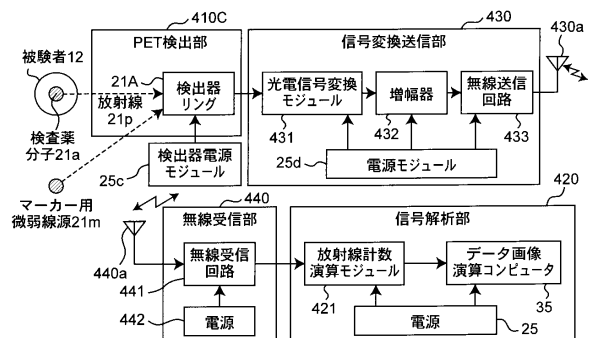


【図 5 5】

第17の実施形態
PET計測装置 10E

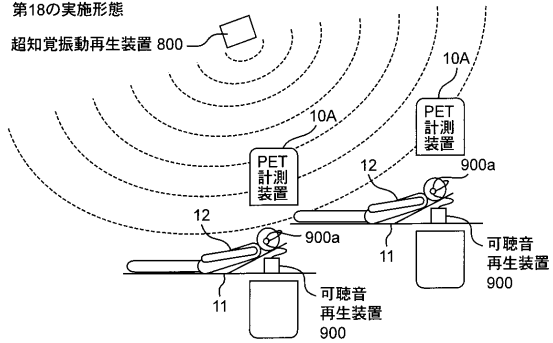


【図 5 6】



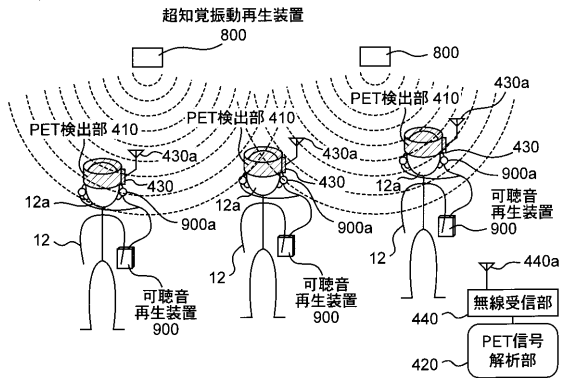
【図 57】

第18の実施形態

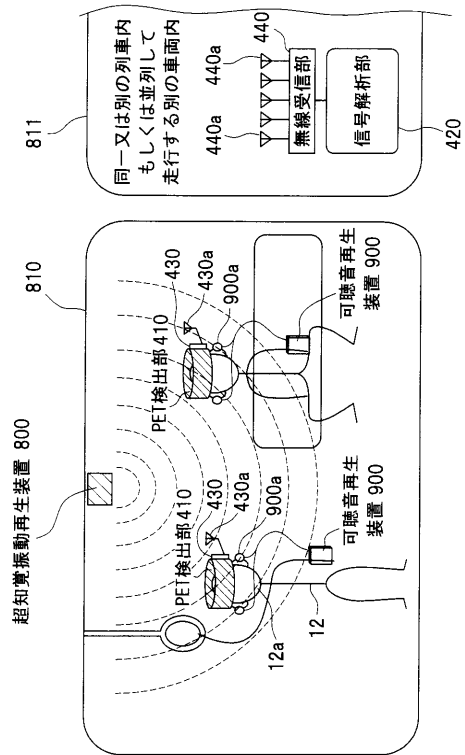


【図 58】

第19の実施形態



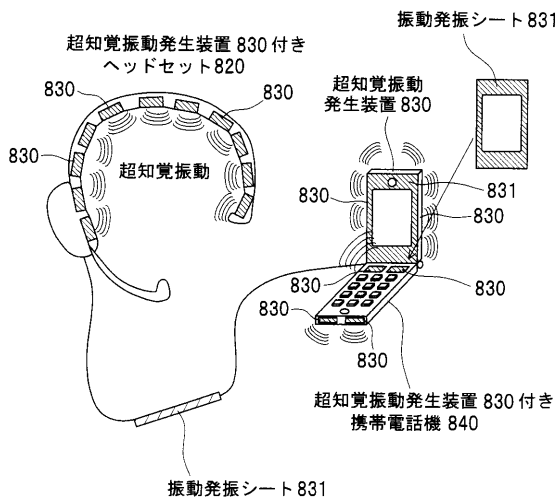
【図 59】



第20の実施形態

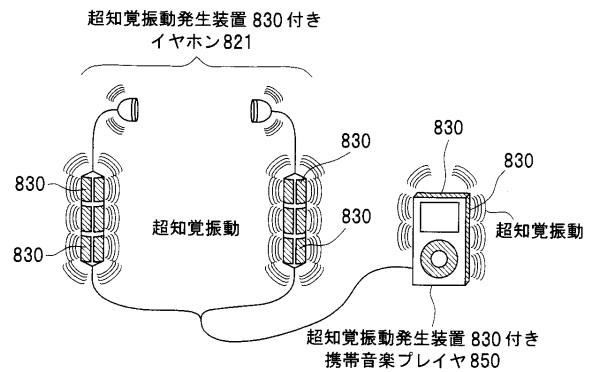
【図 60】

第21の実施形態



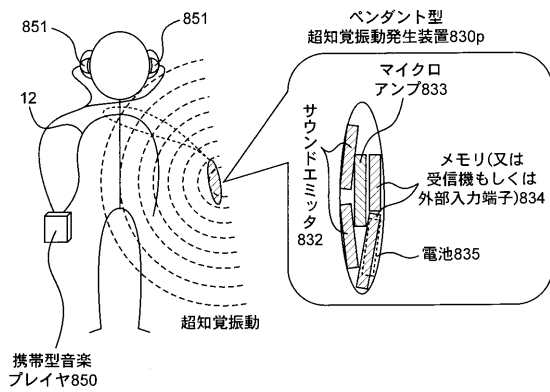
【図 61】

第22の実施形態



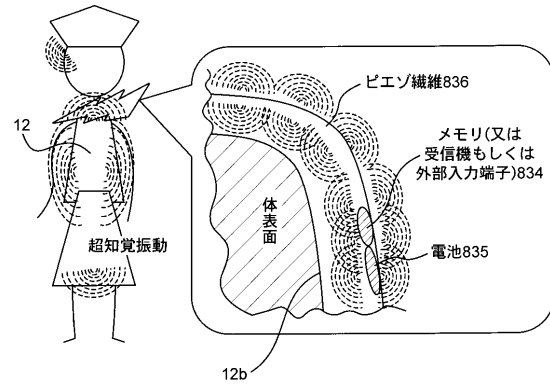
【図 6 2】

第23の実施形態

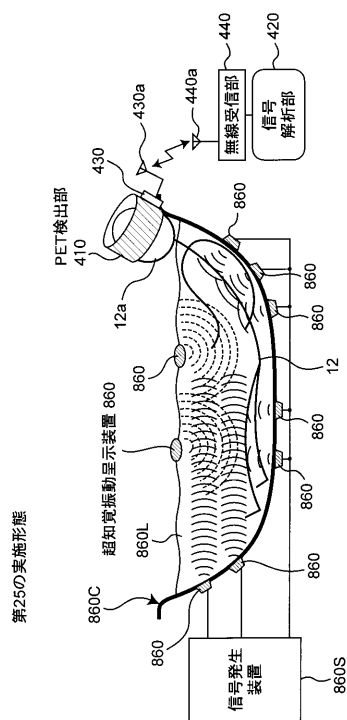


【図 6 3】

第24の実施形態



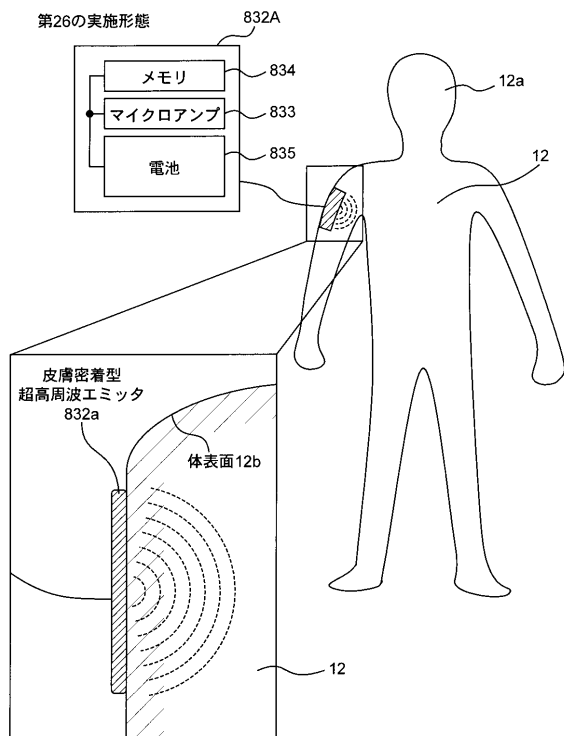
【図 6 4】



第25の実施形態

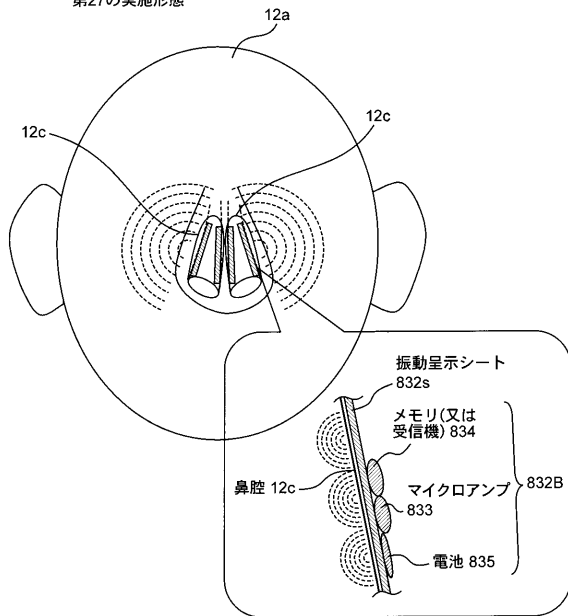
【図 6 5】

第26の実施形態



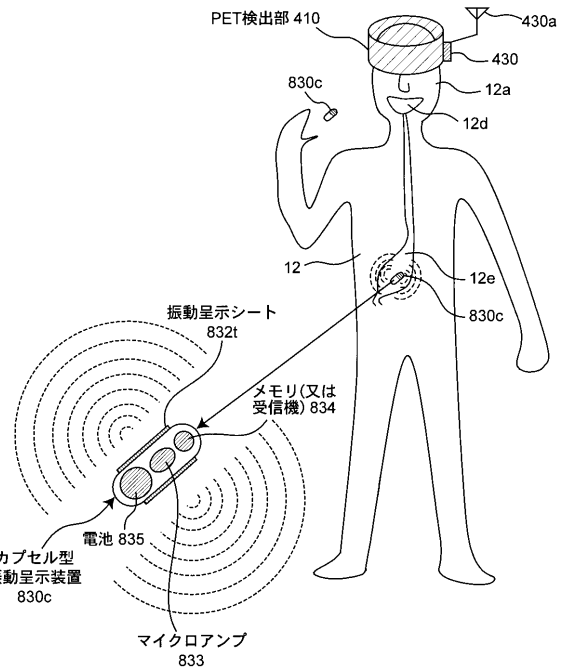
【図 6 6】

第27の実施形態



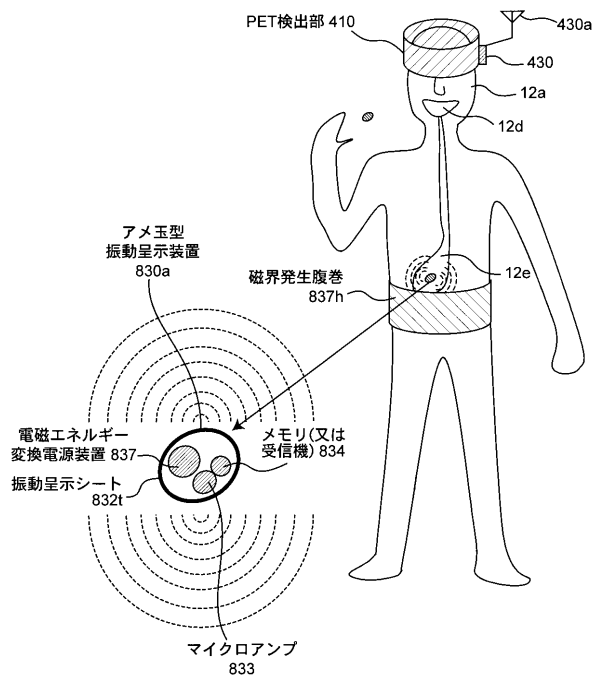
【図 6 7】

第28の実施形態



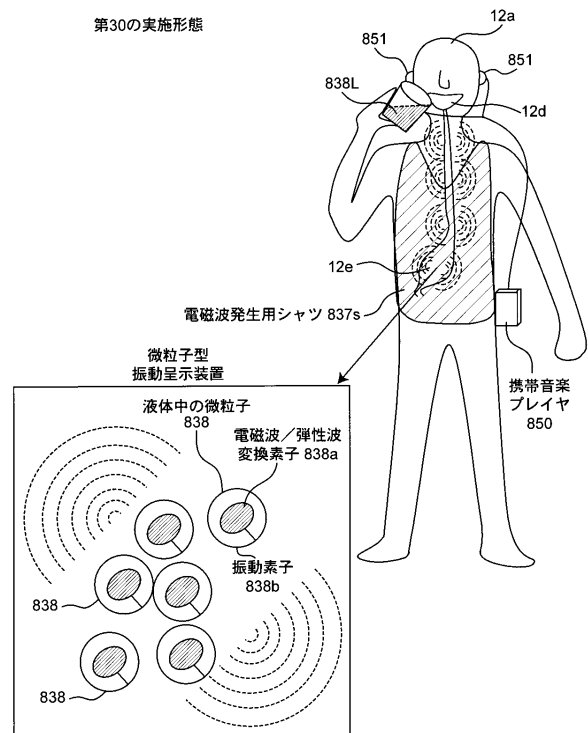
【図 6 8】

第29の実施形態



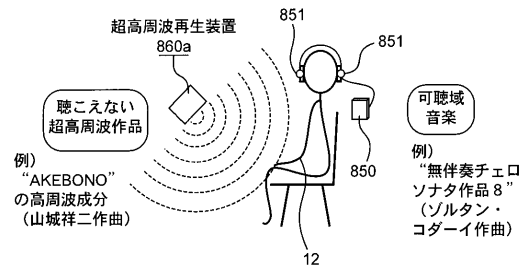
【図 6 9】

第30の実施形態



【図 70】

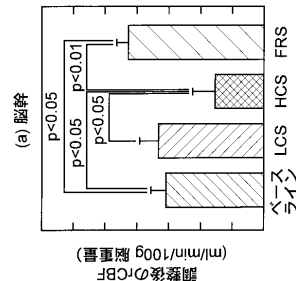
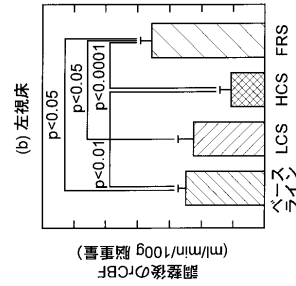
実施例3



【図 71】

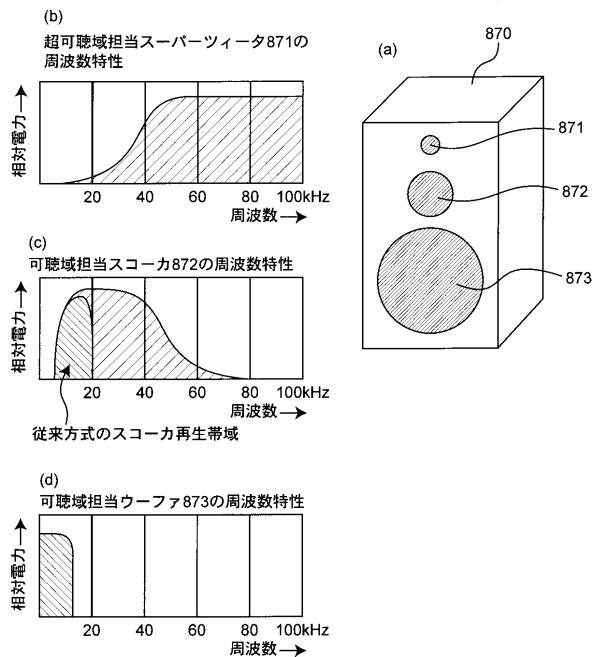
聴こえない 超高周波作品 (身体で聴く)	可聴域音楽 (耳で聴く)					
		A		B		C
	L	反応 I	反応 X	反応 II		反応 III
	M	反応 IV		反応 V	反応 XI	反応 VI
N	反応 VII			反応 VIII		反応 IX
						反応 XII

【図 72】



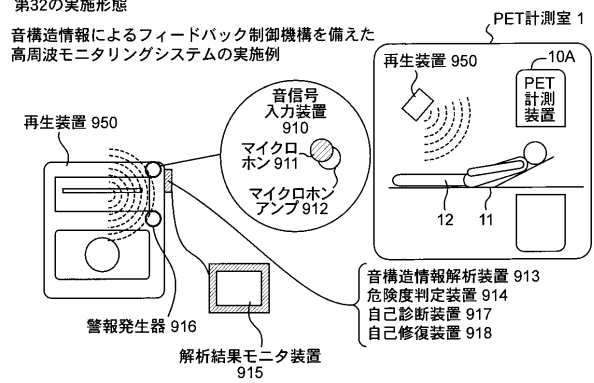
【図 73】

第31の実施形態

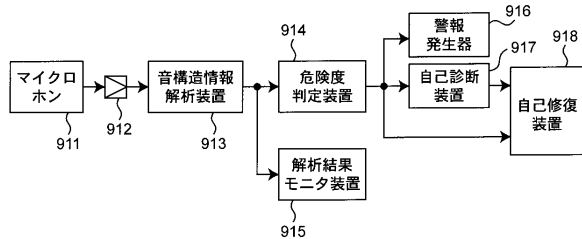


【図 74】

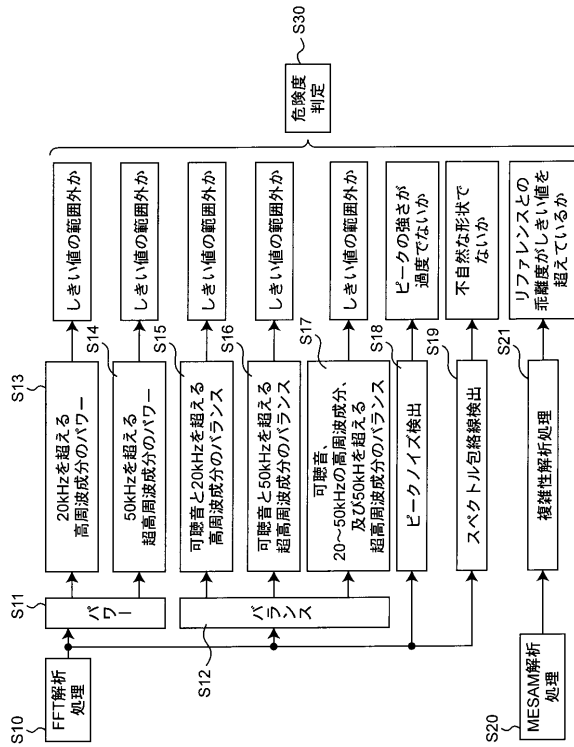
第32の実施形態

音構造情報によるフィードバック制御機構を備えた
高周波モニタリングシステムの実施例

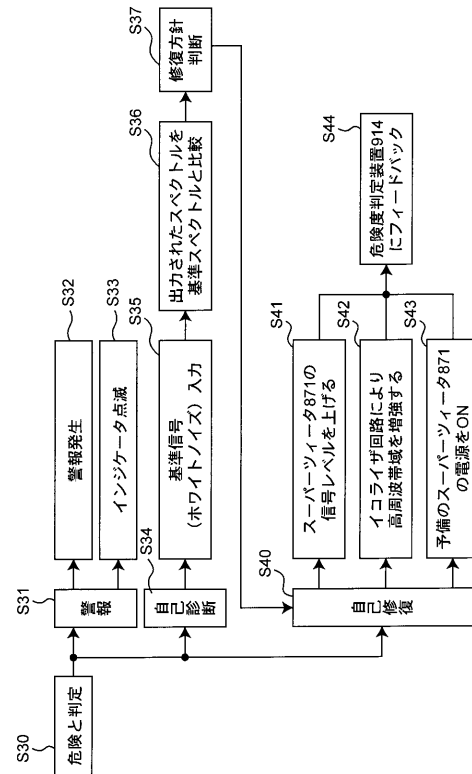
【図 75】



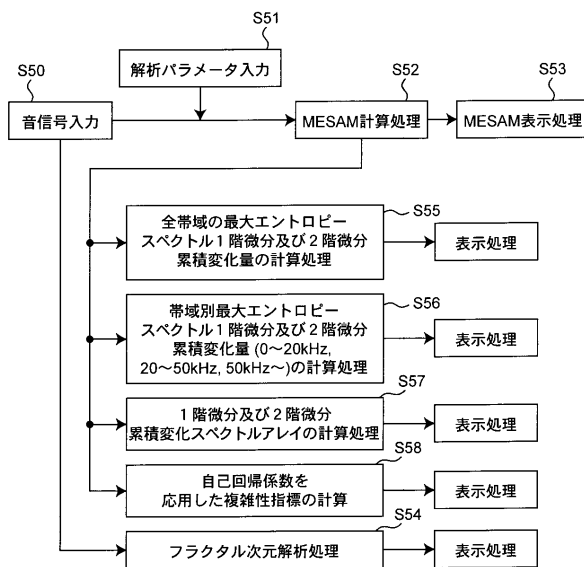
【図 76】



【図 77】



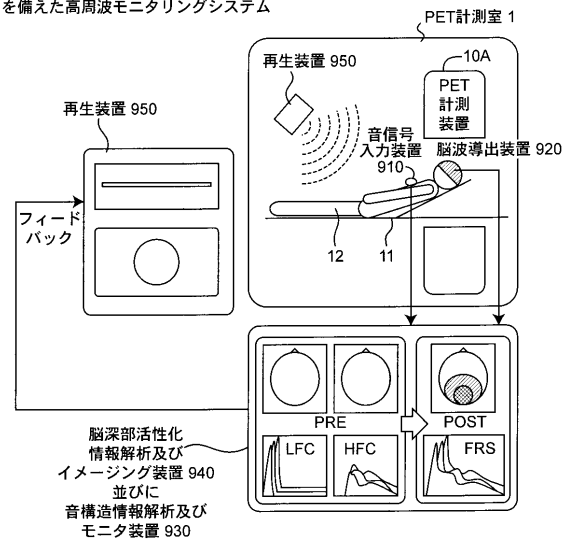
【図 78】



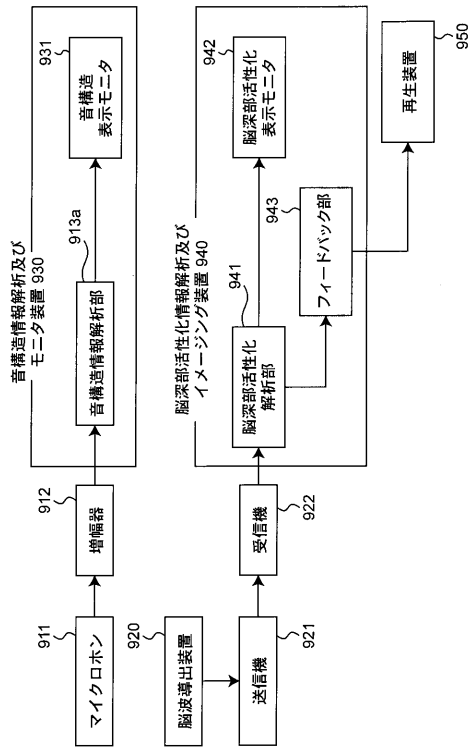
【図 79】

第33の実施形態

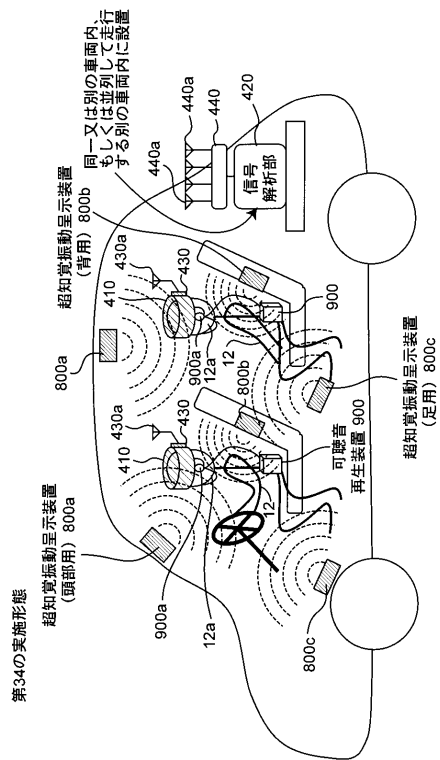
脳深部活性化情報によるフィードバック制御機構を備えた高周波モニタリングシステム



【図 80】

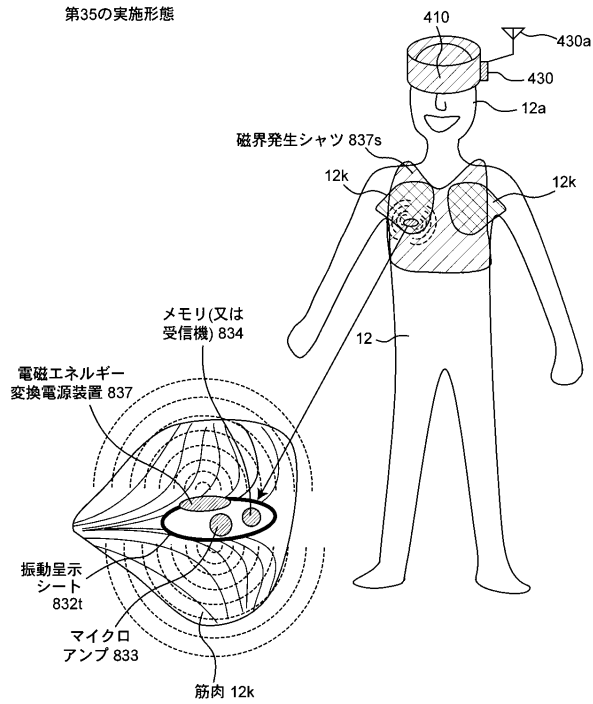


【図 81】

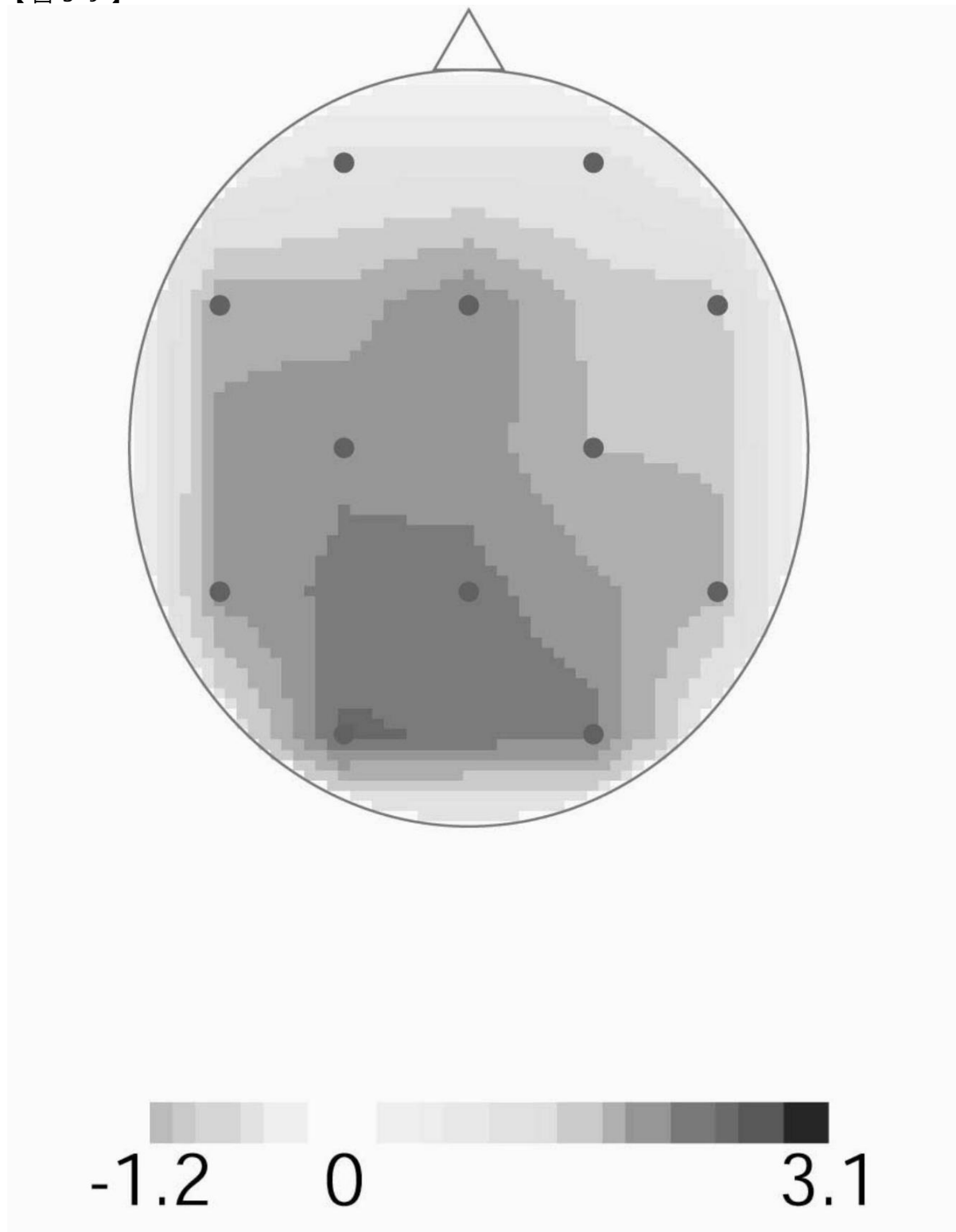


【図 82】

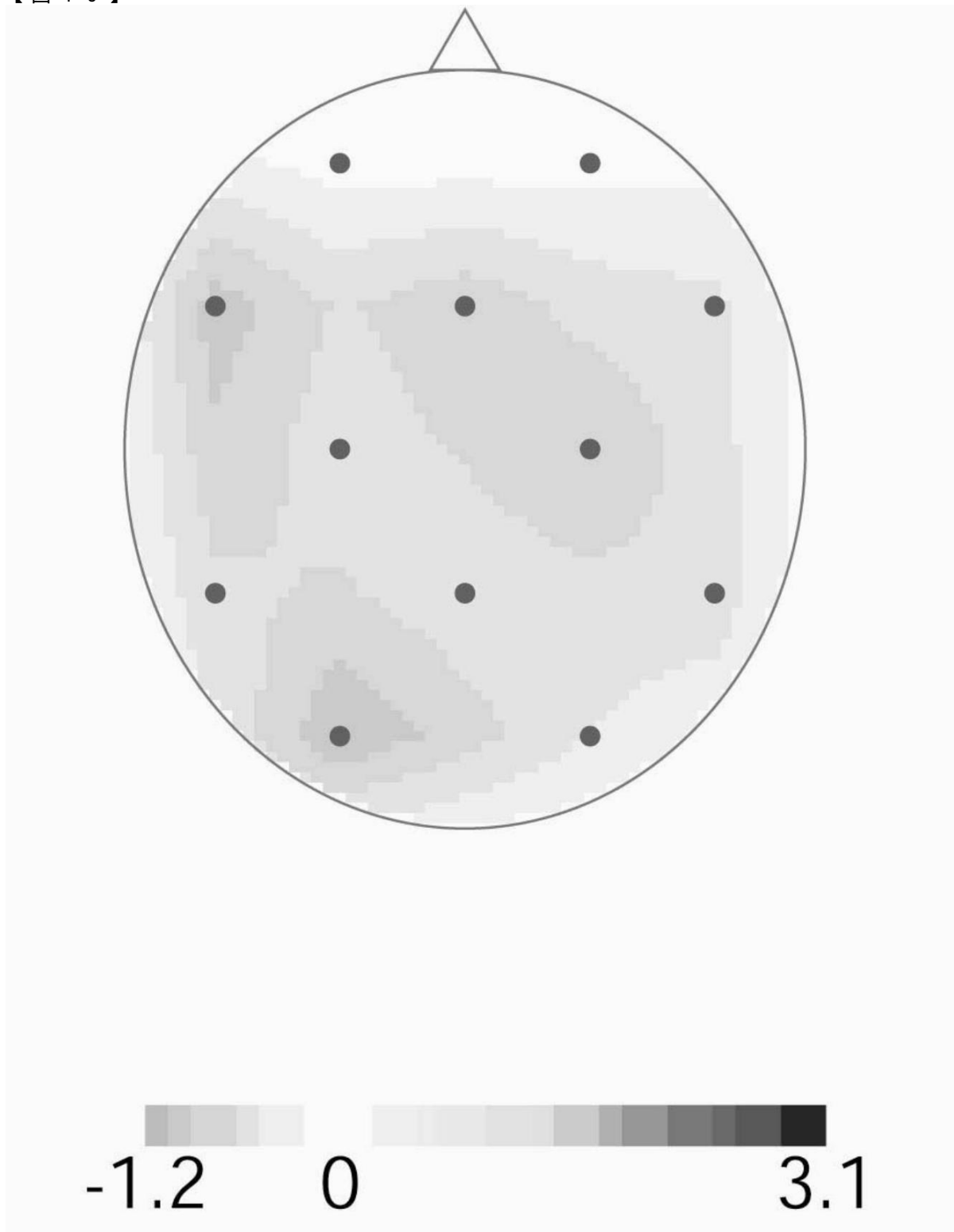
第35の実施形態



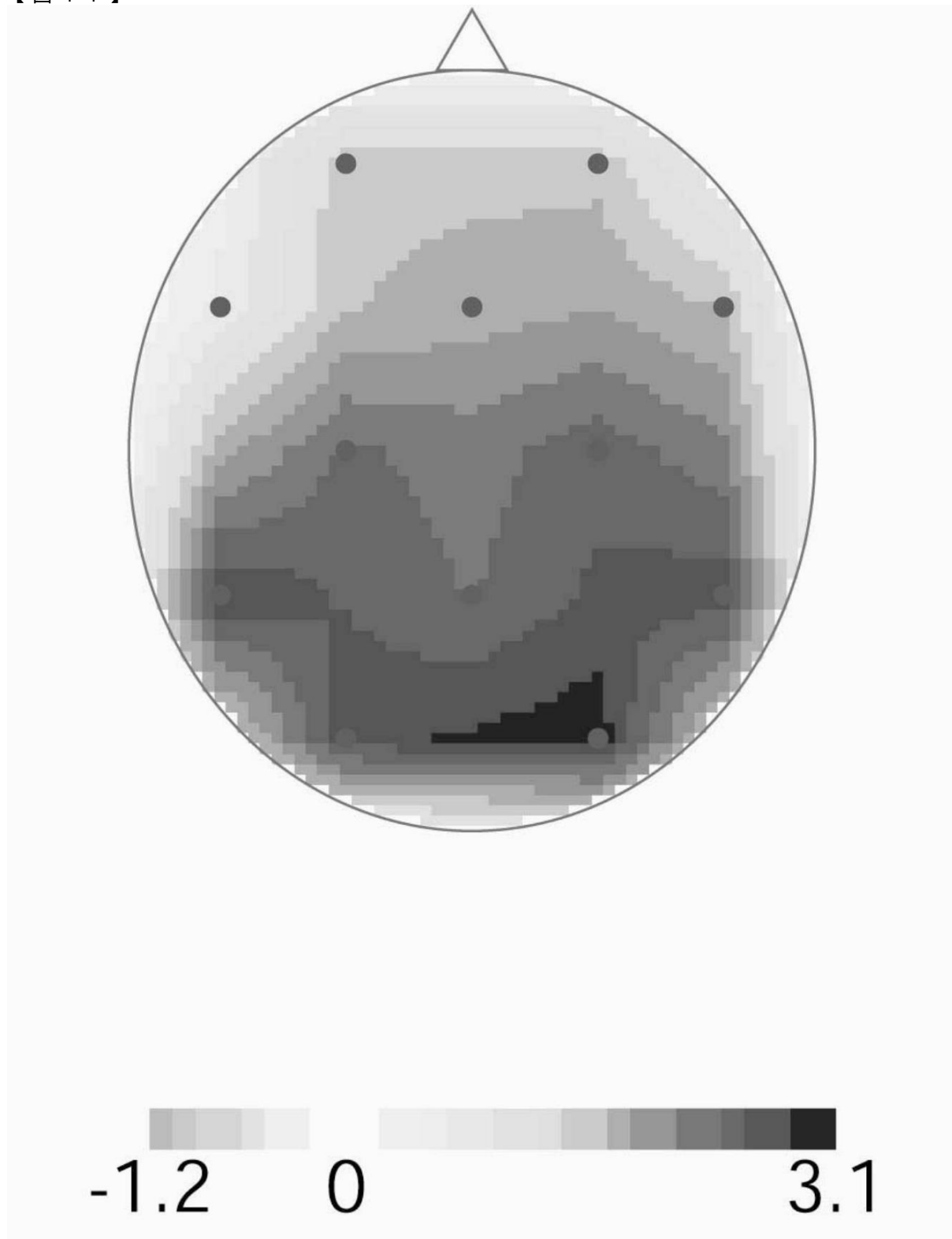
【図 39】



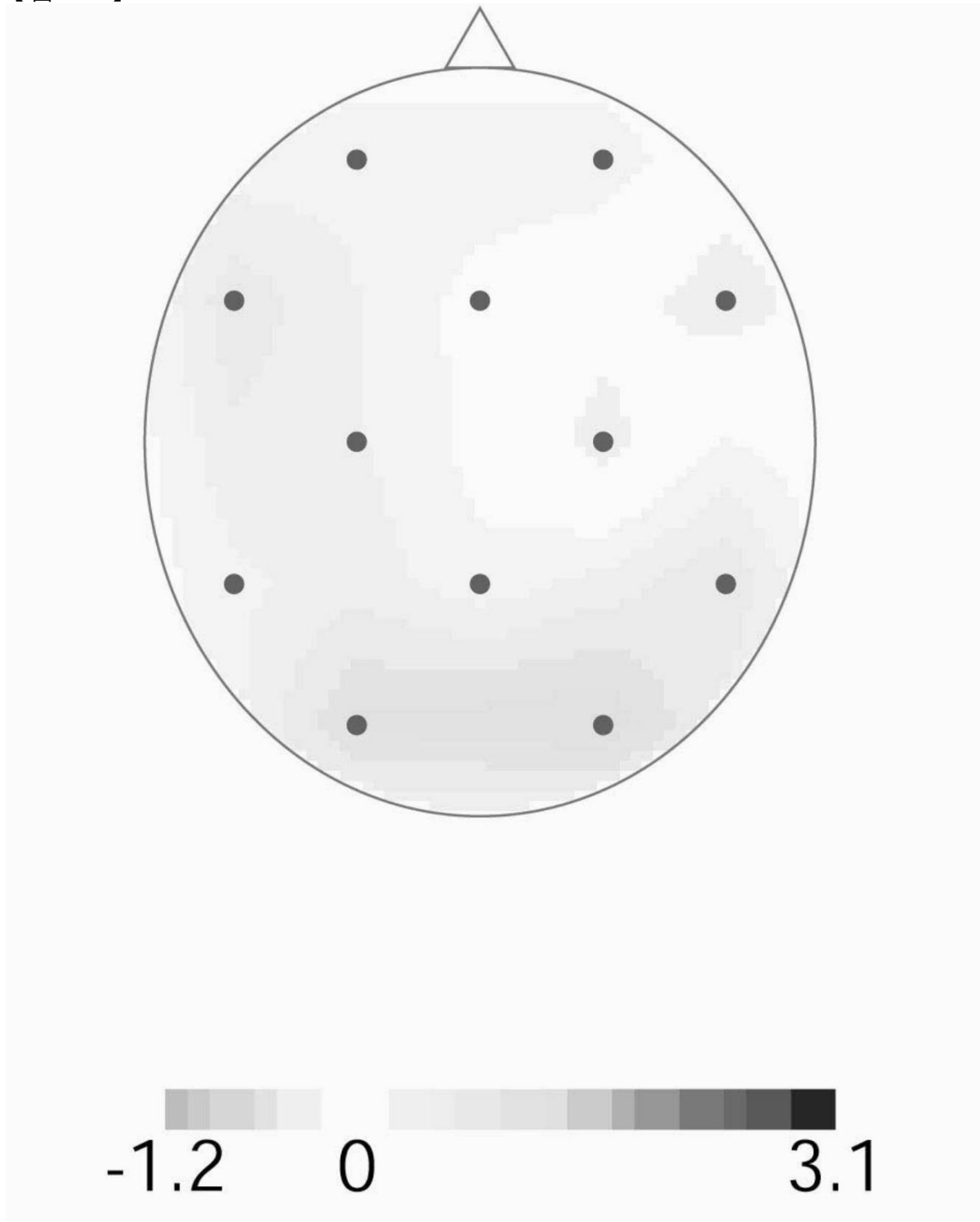
【図 40】



【図 4 1】



【図 4 2】



フロントページの続き

- (72)発明者 河合 徳枝
東京都中野区東中野 1 丁目 5 3 番 1 1 号 パークハウス東中野 0 2 2 大橋事務所内
- (72)発明者 仁科 エミ
東京都中野区東中野 1 丁目 5 3 番 1 1 号 パークハウス東中野 0 2 2 大橋事務所内
- (72)発明者 本田 学
東京都中野区東中野 1 丁目 5 3 番 1 1 号 パークハウス東中野 0 2 2 大橋事務所内
- (72)発明者 前川 督雄
東京都中野区東中野 1 丁目 5 3 番 1 1 号 パークハウス東中野 0 2 2 大橋事務所内
- (72)発明者 八木 玲子
東京都中野区東中野 1 丁目 5 3 番 1 1 号 パークハウス東中野 0 2 2 大橋事務所内
- (72)発明者 森本 雅子
東京都中野区東中野 1 丁目 5 3 番 1 1 号 パークハウス東中野 0 2 2 大橋事務所内
- (72)発明者 米倉 義晴
京都府京都市左京区岩倉花園町 7 - 4

審査官 安田 明央

- (56)参考文献 特開平 1 0 - 2 6 0 2 5 8 (J P , A)
実開平 0 2 - 0 0 7 5 9 0 (J P , U)
特開 2 0 0 3 - 2 2 3 1 7 4 (J P , A)
特開平 0 7 - 3 0 8 3 0 1 (J P , A)
特開平 0 7 - 2 9 4 6 5 0 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 3 2 3 8 9 8 (J P , A)
特開平 0 6 - 2 8 4 9 4 3 (J P , A)
特開平 0 3 - 1 1 8 0 3 8 (J P , A)
特開平 0 6 - 0 1 4 9 1 3 (J P , A)
特開平 0 4 - 0 1 7 8 4 0 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

G 0 1 T	1 / 1 6 1 - 1 / 1 6 6
A 6 1 B	6 / 0 0 - 6 / 1 4
A 6 1 B	5 / 0 4 7 6
A 6 1 B	5 / 0 5
H 0 4 R	1 / 0 2
H 0 4 R	3 / 0 0