

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4849319号
(P4849319)

(45) 発行日 平成24年1月11日 (2012. 1. 11)

(24) 登録日 平成23年10月28日 (2011. 10. 28)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 9 0
G O 1 R 33/28 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 8 2
	G O 1 N 24/02 Y

請求項の数 1 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2006-98586 (P2006-98586)	(73) 特許権者	393031586
(22) 出願日	平成18年3月31日 (2006. 3. 31)		株式会社国際電気通信基礎技術研究所
(65) 公開番号	特開2007-268028 (P2007-268028A)		京都府相楽郡精華町光台二丁目2番地2
(43) 公開日	平成19年10月18日 (2007. 10. 18)	(74) 代理人	100064746
審査請求日	平成21年1月15日 (2009. 1. 15)		弁理士 深見 久郎
(出願人による申告) 平成17年度独立行政法人情報通信研究機構、研究テーマ「人間情報コミュニケーションの研究開発」に関する委託研究、産業活力再生特別措置法第30条の適用を受ける特許出願		(74) 代理人	100085132
			弁理士 森田 俊雄
		(74) 代理人	100083703
			弁理士 仲村 義平
		(74) 代理人	100096781
			弁理士 堀井 豊
		(74) 代理人	100098316
			弁理士 野田 久登
		(74) 代理人	100109162
			弁理士 酒井 将行

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴画像化装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被験者からの核磁気共鳴に起因する検出信号を検知して、前記被験者の断層画像を生成するための磁気共鳴画像化装置であって、

前記被験者に静磁場を印加するための静磁場印加手段と、

前記被験者の選択された断面内において、前記検出信号を発する原子核の位置情報を前記検出信号が有するように変調した磁場を前記被験者に印加するための傾斜磁場印加手段と、

前記被験者に対して変動磁場を印加し、前記被験者からの前記検出信号を検知するための変動磁場送受信手段と、

前記被験者に刺激音を与えるための骨伝導スピーカと、

前記変動磁場を前記変動磁場送受信手段に与え、前記検出信号を受けて前記断層画像を生成するための断層撮影制御手段とを備え、

前記断層撮影制御手段は、

前記刺激音の大きさを周波数帯域ごとに調整するための刺激音処理手段を含み、

前記刺激音処理手段は、予め測定された被験者の振動感覚発生しきい値を超えないように、前記刺激音に対する増幅度を調整する増幅度調整手段を含む、磁気共鳴画像化装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、生体の断層撮影を行なうための核磁気共鳴画像化装置 (MRI : Magnetic Resonance Imaging) の構成、特に、測定中において被験者と測定者・操作者が対話を行なうための構成に関する。

【背景技術】

【0002】

生体の脳や全身の断面を画像化する方法として、生体中の原子、特に、水素原子の原子核に対する核磁気共鳴現象を利用した磁気共鳴画像法が、人間の臨床画像診断等に使用されている。

【0003】

磁気共鳴画像法は、それを人体に適用する場合、同様の人体断層画像法である「X線CT」に比較して、たとえば、以下のような特徴がある。

【0004】

(1) 水素原子の分布と、その信号緩和時間 (原子の結合の強さを反映) に対応した濃度の画像が得られる。このため、組織の性質の差異に応じた濃淡を呈し、組織の違いを観察しやすい。

【0005】

(2) 磁場は、骨による吸収がない。このため、骨に囲まれた部位 (頭蓋内、脊髄など) を観察しやすい。

【0006】

(3) X線のように人体に害になるということがないので、広範囲に活用できる。

このような磁気共鳴画像法は、人体の各細胞に最も多く含まれ、かつ最も大きな磁性を有している水素原子核 (陽子) の磁気性を利用する。

【0007】

水素原子核の磁性を担うスピン角運動量の磁場内での運動は、古典的には、コマの歳差運動にたとえられる。上述したような水素原子核のスピン角運動量の方向 (コマの自転軸の方向) は、磁場のない環境では、ランダムな方向を向いているものの、静磁場を印加すると、磁力線の方向を向く。

【0008】

この状態で、さらに振動磁界を重畳すると、この振動磁界の周波数が、静磁界の強さで決まる共鳴周波数 $f_0 = \gamma B_0 / 2\pi$ (γ : 物質に固有の係数) であると、共鳴により原子核側にエネルギーが移動し、磁化ベクトルの方向が変わる (歳差運動が大きくなる)。この状態で、振動磁界を切ると、歳差運動は、傾き角度を戻しながら、静磁界における方向に復帰していく。この過程を外部からアンテナコイルにより検知することで、NMR (Nuclear Magnetic Resonance) 信号を得ることができる。

【0009】

このような共鳴周波数 f_0 は、静磁界の強度が B_0 (T) であるとき、水素原子では、 $42.6 \times B_0$ (MHz) となる。

【0010】

さらに、核磁気共鳴映像法では、血流量の変化に応じて、検出される信号に変化が現れることを用いて、外部刺激等に対する脳の活動部位を視覚化することも可能である。このような核磁気共鳴映像法を、特に、fMRI (functional MRI) と呼ぶ。

【0011】

fMRIでは、装置としては通常のMRI装置に、さらに、fMRI計測に必要なハードおよびソフトを装備したものが使用される。

【0012】

ここで、血流量の変化がNMR信号強度に変化をもたらすのは、血液中の酸素化および脱酸素化ヘモグロビンは磁気的な性質が異なることを利用している。酸素化ヘモグロビンは反磁性体の性質があり、周りに存在する水の水素原子の緩和時間に影響を与えないのに対し、脱酸素化ヘモグロビンは常磁性体であり、周囲の磁場を変化させる。したがって、脳が刺激を受け、局部血流が増大し、酸素化ヘモグロビンが増加すると、その変化分をM

10

20

30

40

50

R I 信号として検出する事ができる。被験者への刺激は、たとえば、視覚による刺激や聴覚による刺激等が用いられる。

【 0 0 1 3 】

脳機能の画像を撮影するためには、エコープレナーイメージング (E P I : echo planar imaging) と呼ばれるシーケンスが採用される。

【 0 0 1 4 】

図 6 は、このような f M R I の測定シーケンスの概要を示すタイミングチャートである。

【 0 0 1 5 】

被験者に、同一の刺激タスクを、所定の期間ごと一定の間隔をおいて繰り返し与える。ここで、「刺激タスク」としては、被験者に聴覚刺激 (刺激音) を提示するタスクがある。このとき、脳内の同一断面について断層撮影は時系列的に続行しつつ、その断面内で刺激タスク期間内の E P I 信号の変化を検出する。

【 0 0 1 6 】

このような信号強度の変化は、上述したように、脳内の血流量の変化に起因するものである。ただし、このような信号強度の変化は、数パーセントのオーダーであり、十分な S N 比を得るために、同一の刺激タスクを複数回繰り返して、各回の E P I 信号の変化パターンを、タスクの開始時点を揃えて平均する。このような処理により、刺激に対する脳内の応答を視覚化する。つまり、ある特定のタスクを行なっているときに、脳内で活動が活性化する部位を特定できる。

【 0 0 1 7 】

なお、このようなエコープレナーイメージングによる画像生成の原理および臨床応用等については、非特許文献 1 ~ 2 に記載されている。

【 0 0 1 8 】

しかしながら、M R I 装置では、測定中に磁場を発生させるためのコイルの振動に起因して雑音が発生する。このため、測定中に、被験者に対して聴覚刺激を与えるにあたっては、被験者の保護のために耳栓やイヤマフなどで騒音の軽減を行なうものの刺激音が騒音によりマスクされて聞き取りの障害となる可能性がある、という問題があった。

【 0 0 1 9 】

また、本来の刺激音による脳活動だけでなく、騒音の暴露による脳活動が混入する可能性も否定でない、という問題があった。

【 0 0 2 0 】

このような問題点に対しては、骨導音による聴覚刺激の提示方法が提案されている (非特許文献 3 を参照) 。

【非特許文献 1】押尾晃一、「E P I R e v i s i t e d」、日本磁気共鳴医学会誌、第 1 9 巻 1 号 (1 9 9 9) p . 1 - 5

【非特許文献 2】鈴木清隆、「E c h o P l a n a r I m a g i n g」、日本磁気共鳴医学会誌、第 1 9 巻 1 号 (1 9 9 9) p . 7 - 1 8

【非特許文献 3】能田由紀子、北村達也、平田宏之、本田清志著、「M R I 装置内における骨導音による聴覚刺激提示法」、日本音響学会講演論文集、2 0 0 5 年 3 月、p . 3 8 5 - 3 8 6

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 2 1 】

しかしながら、骨導音を用いた場合、騒音の低減には有効なものの、骨導音特有の骨伝導スピーカからの振動が、被験者の脳活動に影響を与える可能性があるという問題があった。

【 0 0 2 2 】

本発明は、上記のような問題点を解決するためになされたものであって、その目的は、大きな雑音が発生する M R I 撮像中であっても、被験者の負担になる騒音を極力低減しつ

10

20

30

40

50

つ、正確に刺激音を被験者に提示することが可能な磁気共鳴画像化装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0023】

この発明のある局面に従うと、被験者からの核磁気共鳴に起因する検出信号を検知して、被験者の断層画像を生成するための磁気共鳴画像化装置であって、被験者に静磁場を印加するための静磁場印加手段と、被験者の選択された断面内において、検出信号を発する原子核の位置情報を検出信号が有するように変調した磁場を被験者に印加するための傾斜磁場印加手段と、被験者に対して変動磁場を印加し、被験者からの検出信号を検知するための変動磁場送受信手段と、被験者に刺激音を与えるための骨伝導スピーカと、変動磁場を変動磁場送受信手段に与え、検出信号を受けて断層画像を生成するための断層撮影制御手段とを備え、断層撮影制御手段は、刺激音の大きさを周波数帯域ごとに調整するための刺激音処理手段を含む。

10

【0024】

好ましくは、刺激音処理手段は、予め測定された被験者の振動感覚発生しきい値を超えないように、刺激音に対する増幅度を調整する増幅度調整手段を含む。

【発明の効果】

【0025】

本発明の磁気共鳴画像化装置に従えば、大きな雑音が発生するMRI撮像中であっても、被験者に対して、違和感を与えることなく音声による刺激音を与えることが可能である。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0026】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について説明する。

〔磁気共鳴画像化装置の構成および動作〕

図1は、本発明に係る磁気共鳴画像化装置（以下、「MRI装置」と呼ぶ）1000の構成を示す機能ブロック図である。

【0027】

図1を参照して、MRI装置1000は、被験者10を支持するための台部12と、静磁界を生成するための静磁場コイル100と、後に説明するように被験者における観測断面（スライス）の位置およびスライス内の位置の情報を観測信号に付与するための傾斜磁場コイル102と、観測対象となる原子核に変動磁場を印加するために電磁波を出力するRFコイル104と、観測対象となる原子核からの信号を受信するためのRFコイル106と、コイル100～104を制御し、かつ、RFコイル106で受信された信号を基に、断層画像を生成するための断層撮影制御部200とを備える。

30

【0028】

さらに、断層撮影制御部200は、使用者からの指示等の入力を行なうための入力部210と、測定動作の制御を行なうための制御部220と、制御部220により制御されて、予め記憶装置（図示せず）などに格納されていた刺激音データに基づき生成された音声信号に対して、後に説明するような音声処理を行なった後に、骨伝導スピーカ232を介して被験者10に刺激音を出力する刺激音処理部230と、制御部220に制御されてRFコイル104に対してRFパルスを与えるためのRFパルス送信部240と、RFコイル106からの信号を増幅するための信号増幅部250と、信号増幅部250からの検出信号に基づいて、フーリエ変換処理を行なうことにより、観測する断面画像を再構成するための画像再構成部260と、画像再構成部260からの情報をもとに再構成された断面画像を表示するための表示部270とを備える。

40

【0029】

なお、被験者10は、騒音の遮蔽のために、耳栓とイヤマフ234とを装着している。

ここで、静磁場コイル100は、より詳しくは、たとえば、4個の空芯コイルから構成され、その組み合わせで内部に均一な磁界を作り、被験者10の体内の水素原子核のスピ

50

ンに配向性を与える。

【0030】

R F コイル 104 は、高周波を発して被験者 10 の体内の原子核を励起し、R F コイル 106 は、生じた核磁気共鳴を起因とする検出信号（エコー信号）を検知する。

【0031】

傾斜磁場コイル 102 は、図示しない X、Y、Z の 3 組の傾斜コイルを備え、Z コイルは励起時に、磁界強度を Z 方向に傾斜させて共鳴面を限定し、Y コイルは、Z 方向の磁界印加の直後に短時間の傾斜を加えて検出信号に Y 座標に比例した位相変調を加え（位相エンコーディング）、X コイルは、続いてデータ採取時に傾斜を加えて、検出信号に X 座標に比例した周波数変調を与える（周波数エンコーディング）。 10

【0032】

すなわち、静磁界に Z 軸傾斜磁界を加えた状態にある被験者 10 に、共鳴周波数の高周波電磁界を、R F コイル 104 を通じて印加すると、磁界の強さが共鳴条件になっている部分の水素原子核が、選択的に励起されて共鳴し始める。共鳴条件に合致した部分（たとえば、被験者 10 の所定の厚さの断層）にある水素原子核が励起され、スピンの回転する。励起パルスを止めると、R F コイル 106 には、今度は、回転しているスピンの放射する電磁波が信号を誘起し、しばらくの間、この信号が検出される。この信号によって、被験者 10 の体内の、水を含んだ組織を観察する。そして、信号の発信位置を知るために、X と Y の傾斜磁界を加えて信号を検知する、という構成になっている。

【0033】

制御部 220 は、励起信号を繰り返し与えつつ検出信号を測定し、画像再構成部 260 は、1 回目のフーリエ変換計算により、共鳴の周波数を X 座標に還元し、2 回目のフーリエ変換で Y 座標を復元して画像を得て、表示部 270 に対応する画像を表示する。

（MRI 装置での雑音発生）

まず、図 1 に示した MRI 装置 1000 における雑音発生のメカニズムについて説明する。

【0034】

図 2 は、MRI 装置 1000 での電磁波および各種傾斜磁場の発生タイムチャートを示す図である。図 2 では、3 回の MRI 撮像分のシーケンスを示す。

【0035】

電磁波（R F パルス）はスライス選択傾斜磁場と同時に発生するが、これは一定周期で繰り返される。各周期内で、観測対象から放出される信号を検出され、それを処理して MR 画像が得られる。

【0036】

その際、電磁波照射後一定のタイミングならびにシーケンスで位相エンコード傾斜磁場と周波数エンコード傾斜磁場を発生させる必要がある。この傾斜磁場発生のために傾斜磁場コイルには周期的な電流の増減ならびに断続が繰り返される。そのときに、コイル自体がフレミングの左手の法則に従って「移動」するが、これが高速な交流であるためコイル全体が振動し、結果として大きな音となる。

【0037】

電流断続の周波数などは、振像条件により異なるが、その範囲は数十 Hz から数千 Hz の間にある。なお、この傾斜磁場を発生させる電流の増減ならびに断続が、電磁波パルスの各周期間で同じタイミング・シーケンスで生ずるため、発生する騒音は電磁波パルスの周期間で同じ音の繰り返し（周期的な音）となる。

（本発明の動作）

図 3 は、被験者 10 に装着される骨伝導スピーカ 232 の外観および装着方法を説明するための概念図である。

【0038】

図 3（a）に示すような骨伝導スピーカ 232 は、非磁性体で構成される圧電セラミックススピーカである。 50

【 0 0 3 9 】

図 3 (b) に示すように、被験者 1 0 に対しては、計測耳栓 (図示せず) とイヤマフ 2 3 4 の装着によって気導音による騒音を遮蔽している。骨伝導スピーカ 2 3 2 は、被験者 1 0 の前額部中央に約 0 . 2 5 k g f の圧力がかかるようにゴムベルトを調節して用いて装着している。

【 0 0 4 0 】

図 4 は、刺激音処理部 2 3 0 の構成を説明する機能ブロック図である。

図 4 を参照して、刺激音処理部 2 3 0 は、制御部 2 2 0 から与えられる音声信号を並列に受け、低周波側の音声帯域をそれぞれ所定周波数帯域ごとに分割した帯域の音声信号を通過させるためのバンドパスフィルタ 2 3 0 2 . 1 ~ 2 3 0 2 . N と、これらのバンドパスフィルタ 2 3 0 2 . 1 ~ 2 3 0 2 . N よりも高周波側の音声信号を通過させるためのハイパスフィルタ 2 3 0 4 と、バンドパスフィルタ 2 3 0 2 . 1 ~ 2 3 0 2 . N のそれぞれの出力に対して所定のゲイン (増幅度) で増幅処理を行なうためのオートゲインコントロール (A G C) 2 3 0 6 . 1 ~ 2 3 0 6 . N と、A G C 2 3 0 6 . 1 ~ 2 3 0 6 . N の出力およびハイパスフィルタ 2 3 0 4 の出力を合成するための加算器 2 3 0 8 と、加算器 2 3 0 8 の出力を増幅するためのアンプ 2 3 1 0 とを含む。アンプ 2 3 1 0 の出力が、骨伝導スピーカ 2 3 2 に与えられる。

【 0 0 4 1 】

なお、A G C 2 3 0 6 . 1 ~ 2 3 0 6 . N のゲインは、以下に説明するようにして決定する。

【 0 0 4 2 】

f M R I を用いて脳活動を観測する際の騒音は 1 0 0 d B (A) を超えるため、音情報を大音量で呈示する必要があると、被験者にとって負担となっている。そこで、本発明では、上述のとおり、耳栓およびイヤマフで耳に入る騒音を遮断した上で、骨伝導スピーカ 2 3 2 を被験者の前額部に固定し、骨伝導により音情報を呈示する。

【 0 0 4 3 】

ただし、低周波数領域を多く含む音を呈示すると、前額部で振動を感じてしまう。そこで、実験により振動を感じる上限の周波数および加速度の関係を求め、これを超える音が入力された場合には、A G C 2 3 0 6 . 1 ~ 2 3 0 6 . N によりゲインを調整する。

【 0 0 4 4 】

図 5 は、骨伝導スピーカ 2 3 2 からの音声信号に対する被験者の最小可聴しきい値と振動感覚発生しきい値の周波数依存性を示す図である。

【 0 0 4 5 】

図 5 において、骨伝導スピーカ 2 3 2 の周波数応答を調べるためには、振動伝達面に加速度センサを接着して加速度を測定するとともに、被験者からの応答に基づいて、被験者にとって可聴であるか、あるいは、振動を知覚するかを測定している。

【 0 0 4 6 】

1 0 0 H z から 1 k H z までの純音を呈示したとき、最小可聴時と振動知覚時のスピーカ振動面の加速度を、計測耳栓とイヤマフ 2 3 4 の装着によって騒音を遮蔽した状態で測定している。スピーカへの入力電圧を上げていき、音が聞こえ始めた時点と前額に振動感覚が生じた時点でのスピーカ振動面の加速度を測定した。次に、入力電圧を下げていき、振動感覚が消えた時点と音が聞こえなくなった時点での加速度を測定した。これらの値は純音の周波数ごとに測定した。

【 0 0 4 7 】

振動感覚が生じる前に聞こえる音が大きくなり過ぎて被験者が耐えられなくなった場合には、実験を中断し加速度を値なしとした。

【 0 0 4 8 】

図 5 を参照すると、周波数の上昇にともない、最小可聴音のしきい値と振動感覚発生しきい値との差は増大する傾向にある。

【 0 0 4 9 】

10

20

30

40

50

したがって、たとえば、一例として、800Hz以上の音声信号については、ハイパスフィルタ2304を通過することとし、100～800Hzの音声信号を、この帯域をN個に分割して、各バンドパスフィルタ2302.1～2302.Nを通過するように構成する。そして、各周波数帯で、振動感覚発生しきい値を超えないように（または、振動感覚発生しきい値を所定レベルだけ下回るように）、AGC2306.1～2306.Nのゲインを調整する。

【0050】

このようにすれば、被験者10の脳活動には、骨伝導スピーカ232の振動による活動が混入する可能性を抑えることができる。

【0051】

上記の方法で音情報を呈示して男性3名、女性4名を対象に脳活動を観測した。その結果、被験者への負担が大幅に低減され、かつ従来のヘッドフォンによる音情報呈示法と同等の部位に同等の強さの脳活動が観測された。

【0052】

今回開示された実施の形態はすべての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は上記した説明ではなくて特許請求の範囲によって示され、特許請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更が含まれることが意図される。

【図面の簡単な説明】

【0053】

【図1】本発明に係るMRI装置1000の構成を示す機能ブロック図である。

【図2】MRI装置1000での電磁波および各種傾斜磁場の発生タイムチャートを示す図である。

【図3】被験者10に装着される骨伝導スピーカ232の外観および装着方法を説明するための概念図である。

【図4】刺激音処理部230の構成を説明する機能ブロック図である。

【図5】、骨伝導スピーカ232からの音声信号に対する被験者の最小可聴しきい値と振動感覚発生しきい値の周波数依存性を示す図である。

【図6】fMRIの測定シーケンスの概要を示すタイミングチャートである。

【符号の説明】

【0054】

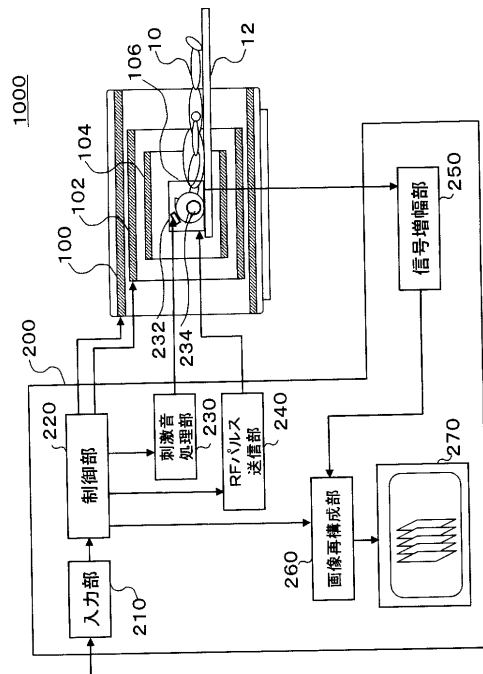
10 被験者、12 台部、100 静磁場コイル、102 傾斜磁場コイル、106 RFコイル、120 マイク、122 音データ保存部、124 音データ演算部、130 スピーカ、200 断層撮影制御部、210 入力部、220 制御部、230 刺激音処理部、232 骨伝導スピーカ、234 イヤマフ、240 RFパルス送信部、250 信号増幅部、260 画像再構成部、270 表示部、1000 MRI装置。

10

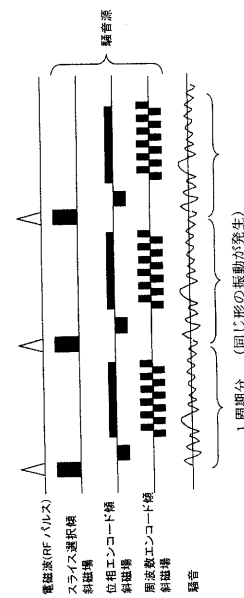
20

30

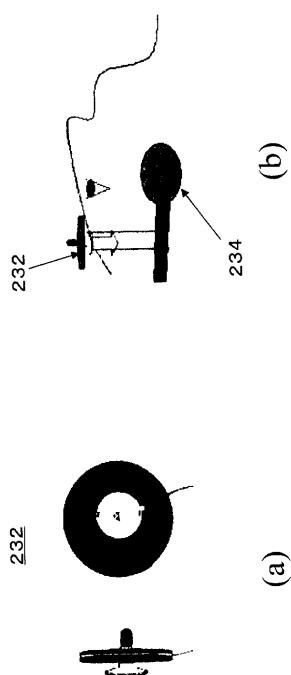
【図 1】



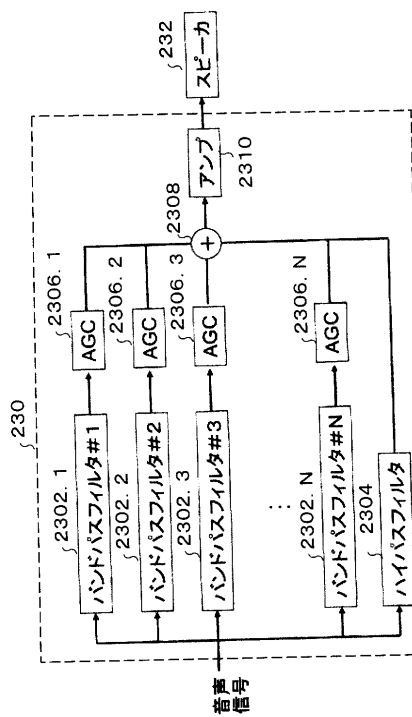
【図 2】



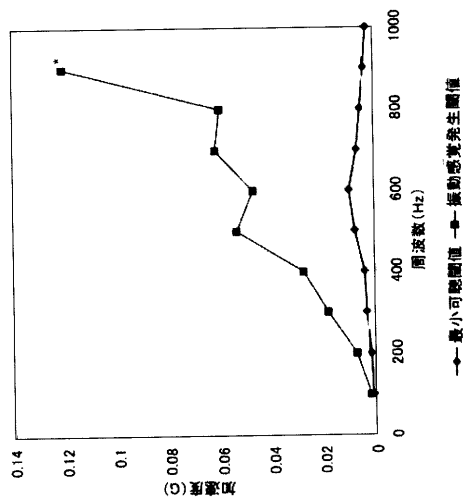
【図 3】



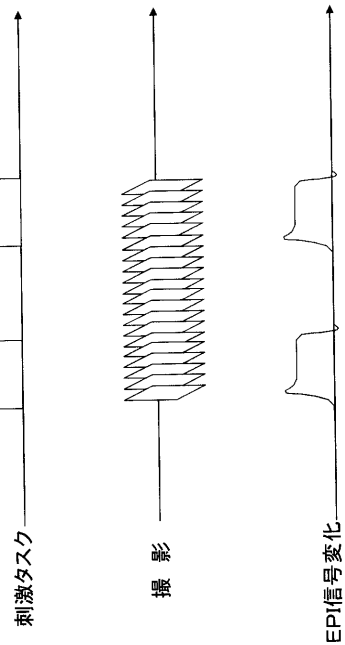
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

- (72)発明者 能田 由紀子
京都府相楽郡精華町光台二丁目2番地2 株式会社国際電気通信基礎技術研究所内
- (72)発明者 北村 達也
京都府相楽郡精華町光台二丁目2番地2 株式会社国際電気通信基礎技術研究所内

審査官 大▲瀬▼ 裕久

- (56)参考文献 特表2005-506115(JP,A)
特開2005-245580(JP,A)
特開2003-224627(JP,A)
特開2002-272706(JP,A)
特開平6-269423(JP,A)
特開2005-211154(JP,A)
能田由紀子, "MRI装置内における骨導音による聴覚刺激提示法", 日本音響学会研究発表会講演論文集, 日本, 社団法人 日本音響学会, 2005年 3月 8日, p.385-386
山根祐貴, "MRI検査時の骨伝導素子による通信実験", 電子情報通信学会大会講演論文集, 日本, 社団法人 電子情報通信学会, 2006年 3月 8日, p.203
武藤憲司, "MRI用骨伝導通信のためのエコーキャンセラ", 日本音響学会研究発表会講演論文集, 日本, 社団法人 日本音響学会, 2005年 9月20日, p.967-968
武藤憲司, "MRI検査時における音声伝達のための骨伝導素子を用いた通信システム", 日本音響学会研究発表会講演論文集, 日本, 社団法人 日本音響学会, 2006年 3月 7日, p.589-590

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)