

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第4997115号
(P4997115)

(45) 発行日 平成24年8月8日(2012.8.8)

(24) 登録日 平成24年5月18日(2012.5.18)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/0484 (2006.01)

A 6 1 B 5/04 3 2 OM

請求項の数 15 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2007-545423 (P2007-545423)	(73) 特許権者	507161651
(86) (22) 出願日	平成17年12月8日 (2005.12.8)		センソデクト エイビー
(65) 公表番号	特表2008-522713 (P2008-522713A)		スウェーデン国 2 2 2 2 2 ルンド,
(43) 公表日	平成20年7月3日 (2008.7.3)		キルコガタン 1 9
(86) 国際出願番号	PCT/SE2005/001877	(74) 復代理人	110000659
(87) 国際公開番号	W02006/062480		特許業務法人広江アソシエイツ特許事務所
(87) 国際公開日	平成18年6月15日 (2006.6.15)	(74) 代理人	100083932
審査請求日	平成20年12月1日 (2008.12.1)		弁理士 廣江 武典
(31) 優先権主張番号	0402998-9	(74) 代理人	100129698
(32) 優先日	平成16年12月8日 (2004.12.8)		弁理士 武川 隆宣
(33) 優先権主張国	スウェーデン (SE)	(74) 代理人	100129676
			弁理士 ▲高▼荒 新一
		(74) 代理人	100135585
			弁理士 西尾 務

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 脳幹障害診断システム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象者（４）の脳幹障害検出システムであって、音に対する対象者（４）の反応を検出するように設計されており、

音刺激を発生させる刺激発生装置（１）と、

対象者（４）に音発生装置（３）を介して音刺激を通信する通信要素（２）と、

対象者（４）に取り付けられた電極（７）を通じて対象者の電気生理的脳幹活動を分析し保存する装置（６）と、

を含んでおり、前記音刺激は異なる物理特性の周波数、時間及び強度を有しており、前記刺激発生装置（１）はトリガー装置（５）に通信可能に接続されており、前記刺激発生装置（１）は前記刺激発生装置（１）からの前記音刺激が対象者（４）に伝達されるのと同時的に前記トリガー装置（５）を介してトリガー信号を前記電気生理的脳幹活動分析・保存装置（６）に伝達するように設計されていることを特徴とするシステム。

【請求項 2】

電気生理的脳幹活動を影像化する目的でコンピュータ装置（８）をさらに含んでおり、トリガー信号が伝達されると前記コンピュータ装置（８）で電気生理的脳幹活動を影像化することを特徴とする請求項 1 記載のシステム。

【請求項 3】

本システムは脳幹聴力検査用に設計されており、音刺激の開始後に 0 m s から 1 0 m s の時間間隔で脳幹活動を測定するためにトリガー信号に対する聴力脳幹反応を測定するよ

うに設計されていることを特徴とする請求項 1 または 2 記載のシステム。

【請求項 4】

本システムは分裂症の検出のためにテストセットを実行するように設計されており、該テストセットは 9 種のテストを含んでおり、各テストは対象者 (4) への刺激の提供と、刺激に対する電気生理反応の登録を含み、本システムは刺激が反復連続的に提供されるように設計されていることを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 5】

本システムは音刺激を 500 回から 1500 回反復し、時間間隔は 150 ms から 500 ms の間で変更させるように設計されていることを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれかに記載のシステム。

10

【請求項 6】

音刺激は他の脳幹活動の場合には明確に異なるよう設計されているため、本システムは音刺激に対する脳幹の特定反応を反映するように設計されていることを特徴とする請求項 4 または 5 記載のシステム。

【請求項 7】

本システムは対象者の脳幹障害の存在を判定するために脳幹反応を基準母集団からの標準反応と比較するように設計されていることを特徴とする請求項 6 記載のシステム。

【請求項 8】

刺激発生装置 (1) は音声発生器を含んでいることを特徴とする請求項 1 から 7 のいずれかに記載のシステム。

20

【請求項 9】

音刺激を提供する通信要素 (2) はプラスチックホースまたはプラスチックコードを含んでいることを特徴とする請求項 1 から 8 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 10】

音発生装置 (3) はヒアリングホンを含んでいることを特徴とする請求項 1 から 9 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 11】

本システムはコンピュータ装置 (8) で電気生理的活動を再生及び保存するように設計されていることを特徴とする請求項 1 から 10 のいずれかに記載のシステム。

30

【請求項 12】

本システムは、周波数、時間及び強度である音の物理特性に対する対象者 (4) の反応が、少なくとも 3 種のサブテストを含むテストを実施することで検出されるとき、脳幹聴力検査により脳幹障害を検出するように設計されていることを特徴とする請求項 1 から 11 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 13】

本システムは以下の 9 種のサブテストを含むテストセットを実行するように設計されていることを特徴とする請求項 1 から 12 のいずれかに記載のシステム：

“前方マスキング” (一時的に先行する別音の存在下で 1 音を感知する減少能力)；

“後方マスキング” (一時的に続く別音の存在下で 1 音を感知する減少能力)；

“両耳前方マスキング” (他方の耳に提供された一時的に先行する別音の存在下で一方の耳で 1 音を感知する減少能力)；

40

“方向性ヒアリング” (等距離角ステップで左から右への分離ステップにて提供される四角音パルス (s s s p))；

“音の距離感知” (パルス列が人工処理によって変更されており、離れた位置で発生したものとして感知される音)；

“パルス列 1” (四角音パルス (s s s p) 間で特定刺激間隔 (t i s i) を有したパルス列を有した複数のサブテスト)；

“パルス列 2” (四角音パルス (s s s p) に異なる強度のパルス列を有した複数のサブテスト)；

“パルス列 3” (パルス列が異なる周波数を有した四角音パルス (s s s p) を有する

50

ことで異なる複数のサブセット) ; 及び

“ パルス列 4 ” (四角音パルス (s s s p) の異なる時間を有したパルス列を有した複数のサブテスト)。

【請求項 1 4】

脳幹障害は分裂症であることを特徴とする請求項 1 から 1 3 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 1 5】

請求項 1 から 1 4 のいずれかに記載のシステムを活用した対象者 (4) の脳幹障害検出方法であって、音に対する対象者 (4) の反応を検出するステップを含んでおり、

音刺激を発生させるステップと、

対象者に音刺激を通信するステップと、

対象者に取り付けられた電極を通じて対象者の電気生理的脳幹活動を記録するステップと、

をさらに含んでおり、前記音刺激は定義された物理特性の周波数、時間及び強度を有しており、本方法はさらに、

前記音刺激が対象者に通信されるのと同時的に対象者の電気生理的脳幹活動の前記記録ステップを起動するステップと、

前記起動された脳活動の記録ステップからの脳幹反応を基準母集団からの標準反応と比較するステップと、

対象者の脳幹反応が基準母集団のものから逸脱していた場合に対象者の脳幹障害の存在を決定するステップと、

を含んでいることを特徴とする方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は分裂症のごとき脳幹障害の診断に関し、特に分裂症のごとき脳幹障害の診断のための診断システムの使用法に関する。

【背景技術】

【0002】

神経系の疾患に対する関心度は年々上昇している。神経疾患の 1 つは脳幹障害である。そのような脳幹障害の 1 つは分裂症、すなわち遺伝性の病気であり、触覚、視覚、聴覚、思考力及び運動機能の電気的表出を司る神経系内の全系統内及び全系統間の神経伝達の分裂症状である。この病気の原因は今のところ不明である。

【0003】

現在、分裂症の確立した客観的な診断法は存在しない。患者の症状の臨床観察と臨床評価である臨床診断が分裂症の診断に最も普通な診断法である。

【0004】

心理テストが利用されているが、これらは分裂症に特有とは言えない一般的な機能を調査するものである。多様な目視テスト及び心理テストが文献で解説されているものの、それらはあくまで科学研究のためであり、臨床で活用するためのものではない。加えて、今日利用できるテストのなかで分裂症に関する十分な予見能力を提供するものはない。

【0005】

いくつかの心理機能テストを利用して、70%以下の確率で分裂症の予見が可能である。このことは、分裂症に典型的なテスト結果を表すケースの70%が後日の診断に導かれることを意味する。よって診断能力は未だ確定的なものではない。

【0006】

今日活用できる診断方法は非常に長時間を要するものである。厳密性を要する法医学に関しては、少なくとも6名の専門家で構成される調査チームによる少なくとも30実労日の診断過程が信頼できる診断を提供するために必要である。数ヶ月の観察と調査は普通のことであり、病院外での数年に及ぶ確認後でのみ診断は確定できる。すなわち、今日の診

10

20

30

40

50

断法は伝統的な精神医学観察の手段により確立されており、さらに深刻な病気に導く可能性を秘めた長時間を要する過程である。よって今日の診断法では効果的な治療を施すには手遅れとなることが多い。

【 0 0 0 7 】

今日、神経影像化技術の手段により測定可能な生体変質は病気の遅発生理的效果を反映する。診断で使用する心理学的認識テストは前頭葉機能不全を測定し、言語テストは側頭葉機能不全を測定する。それら両方のテストも遅発診断プロセスである。心理テストは分裂症よりも痴呆症の診断に多用される。

【 0 0 0 8 】

電気生理学は例えば P 3 0 0 の手段でいくらかの情報を提供できる。P 3 0 0 とは E E G (電気脳波検査) の陽性波であり、ヒアリング診断法あるいは目視診断法により提供される多量の反復刺激と相関する。それは神経系の注意力調節の発現であると考えられている。しかし、得られたこの測定値範囲内での変動は分裂症の診断信頼性を獲得するには過大であり、診断目的での精密機器の必要性は緊急である。初期の分裂症の客観的な測定値を得るため、特殊な刺激及び結果と病気の他の診断測定値との間の確定相関性が必要である。分裂症に関する特許の大半は生物化学及び遺伝子モデルに基づいており、実用的な臨床テストは開示されていない。

10

【 0 0 0 9 】

W O - A 1 - 0 3 0 2 6 5 0 0 では分裂症診断用の心理生理学テストが開示されている。この文献は “ 視野競争 ” の測定装置と方法とを解説する。この心理生理学テストは意思決定とボタン操作により反映される対象者の積極的関与を要求するため、真の意味で心理学的に客観的であるとは見做されない。この点は非常に重要である。なぜなら知覚プロセスを妨害する可能性があるからである。

20

【 0 0 1 0 】

現在の技術水準は、同一クリック列等あるいは隔絶された異パルス列等の単純な音刺激の利用に言及する。相違に対する脳反応が記録され、分裂症診断に関する電気生理学的脳 (大脳皮質) 読取値を得る。これは M M N (ミスマッチ陰性) 呼ばれる。M M N で使用される時間間隔は 8 0 m s から 3 0 0 m s である。

【 0 0 1 1 】

U S 5 9 5 4 6 6 7 は音によって誘発される脳ポテンシャルの導出装置を開示する。この文献で記述されている起動は、装置が指操作スイッチ作用によって起動されるときをクリック連続音の発生を解説する。従って脳活性の測定はさらに長い時間にわたり、音刺激のようには同時的には実行されない。この文献のそれぞれのクリック音が脳活性の新たな読取値を発生するわけではない。従って U S 5 9 5 4 6 6 7 の装置は分裂症のごとき脳障害を検出あるいは診断できず、音刺激に積極的に反応できない子供等の対象者のヒアリングを制御することができるだけである。

30

【 0 0 1 2 】

現状技術を開示する他の文献は次の 2 記事である。すなわち、「入院時及び退院時の分裂症患者の新規に顕在したミスマッチ陰性」(精神・神経科学誌、26 巻 3 号、2001 年、ページ 235 ~ 246) 及びニサッドの「分裂症研究」(研究ニュース、2003 年 3 月) である。

40

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 3 】

よって分裂症等の脳障害診断のための改良システム及び改良方法は有益であり、対象者の認知努力に依存しないテスト方法を提供するシステムは特に有益である。さらに、診断の特異性並びに信頼性をさらに有益なものとするのが求められている。

【 0 0 1 4 】

従って、本発明は従来技術の前記欠点及び弱点を緩和または排除することを目的とするが、それらに限定されない。

50

発明の実施例

【課題を解決するための手段】

【0015】

本発明は分裂症のごとき脳幹障害の診断及び/又は治療のためのシステム並びに方法に関する。このシステムと方法は聴力脳幹ヒアリング検査を含む。

【0016】

本発明の実施例では分裂症が言及されているが、本発明は分裂症の診断及び/又は制御には限定されない。むしろ、本発明は脳幹関連障害に関係する全疾患の診断及び/又は治療制御を含む。

【0017】

音の物理特性である周波数、時間及び強度並びにこれら3特性あるいはそれらの組み合わせが異なる脳ネットワークで処理されているという知識を利用していくつかの特殊サブテストが創出された。それらサブテストは精神的に健康である対象者から分裂症対象者を区別することが証明された。特に、このことは対象者にいくつかのサブテストを含むテストを受けさせることで達成される。テスト過程中に脳幹からの電気生理信号が登録される。それらは異なる音刺激を反映するものである。さらにテスト結果が保存され、分析されて解釈される。最終結果は脳幹聴覚生理機能の特徴を構成する。

【0018】

音刺激の組成並びに分裂症特有電気生理反応パターンの分析法は新概念であり、分裂症等の脳幹関連障害の初期段階の特定を行って手遅れになる前に適した治療を施すことを可能にする。

【0019】

本発明はテスト過程中に対象者の認知努力に依存しない。テストは自動化されており、テスト対象者の積極関与を必要としない。さらに、本発明技術は精神診断目的ではかつて使用されたことがない。

【0020】

中枢神経系の検査及び生体状態の診断機器として聴力検査が利用されてきた。例えば幼児及び普通の聴覚検査ができない対象者のヒアリング閾値の測定に利用されてきた。しかし脳幹関連疾患の診断では利用されてこなかった。脳幹聴力検査法は異なる音順序での刺激中に脳幹コーディングの電気生理影像化法を特徴とする。

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

図1で示す1実施例においては本発明のシステムは、例えば音声発生器のごとき刺激発生装置(1)を含む。プラスチックホース、コードまたは電気ケーブルのごとき通信要素(2)を介して前記の音刺激は提供される。このシステムはヒアリングホンのごとき音発生装置(3)を対象者(4)に用いる。プラスチックホースは電磁界を対象者の近辺に発生させない利点を有する。電磁界は脳幹活動あるいはその測定を妨害する。

【0022】

音刺激が発生されるのと同時にトリガーボックス等のトリガー装置(5)にトリガーパルスが刺激発生システム(1)から発生され、さらに脳幹活動のごとき情報分析・保存装置(6)に送られ、電極(7)から電気生理脳活動の登録が開始される。その後その活動がコンピュータ装置のごとき装置(8)上で影像化される。登録の初動は刺激の各開始によって起動される。

【0023】

本発明の1実施例ではこのシステムは9種のテストで成る分裂症のテストセットを実行するのに利用される。各テストは対象者への刺激の提供と、その音刺激により誘発されたレスポンスの登録とを含む。これら9テストの共通の特徴は対象者に提供される音刺激は反復的順番であり、典型的には音刺激は約500から1500回反復され、刺激時間間隔は約150msから500msの間で変更させる。よって従来の数週間ではなくて数分で済む信頼度が高い完全テストが提供される。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 4 】

トリガーパルスが影像装置を起動すると各刺激が登録される事実により、刺激により励起される脳活動は他の脳幹活動に関して継続的に顕著に現れる。このように、刺激に対する脳幹特有反応は登録される。対象者からの記録された電気生理反応はその後に基準母集団の標準反応と比較される。

【 0 0 2 5 】

本発明は次の特徴で従来のものとは異なる。すなわち、刺激発生装置（１）は、音刺激が刺激発生装置（１）から対象者（４）に送られるのと同時的に、電気生理脳活動の情報分析・保存装置（６）にトリガー装置（５）を介してトリガー信号を送るように設計されている。

10

【 0 0 2 6 】

従って本発明は分裂症のごとき脳疾患を検出するために実施例によっては聴性脳幹反応（ＡＢＲ）を使用する。

【 0 0 2 7 】

用語“聴性脳幹反応”は時間間隔 0 m s から約 1 0 m s の時間間隔で脳幹活動の電気生理測定を定義するのに普通に使用される。もちろんこの時間間隔は幾分変動するもののこの時間間隔内に収まり、添付の本発明の「請求の範囲」のスコープ内である。

【 0 0 2 8 】

本発明は複雑な順序音に関する脳幹読取の励起を含む。これは分裂症のごとき脳疾患に関する診断及び検出目的で特に開発された。よって本発明は音経験メカニズムに関する励起を含み、相違検出等の一般的な神経現象の励起は含まない。従って本発明の励起は複雑な音刺激とは不可分である。

20

【 0 0 2 9 】

本発明のテストによっては聴覚マスキングを活用する。聴覚マスキングとは被験者が聞くつもりである音の前後で同時進行的に提供された別音の存在下において１音を聞き分ける対象者の低減された能力として定義される。これらプロセスは神経系内にて汎用コーディング原理により扱われる。情報は選別され、その基本部分は減衰あるいはフィルタ除去される。これはインパルスを促進あるいは抑制する神経系フィードバックメカニズムにより実践される。この選別は異種メカニズム間で優先的に扱われ、あるいは下方調整によって扱われ、互いにさらに独立性を保って機能するか、独立性を減じて機能する。

30

【 0 0 3 0 】

さらに方向性ヒアリングが検査される。これは音の空間位置を見分ける能力である。左右判別能力及び距離コーディングの両方が調査される。左右判別能力はほとんどの場合に左右の耳に到達する音の時差により決定される。距離認識はスペクトル配列の神経分析に基づく。よってこれはさらに複雑な取り扱いを含む。

【 0 0 3 1 】

一群のテストは聴覚入力の神経コーディングが時間、強度及び周波数によっていかに影響を受けるか調査する。これらテストは特殊な特徴の刺激を扱う脳の異なる根底構造を対象とする。例えば時間分析は前頭葉の脳フィードバック系の関与を要求し、強度と変調の分析は脳幹の異なる部位のメカニズムを含み、周波数のコーディングは検出のための少なくとも３種の異なる系に基づいている。これらテストの変調及び変動は可能であり、本発明のスコープ内であることは理解されなければならない。よってこれらテストはあくまでも本発明の説明のための例示であり、本発明の保護スコープを限定するものではない。

40

【 0 0 3 2 】

本発明の１実施例では、一群のテストあるいは一例によるテストセットは以下のテスト１からテスト９に基づいて提供される。

【 0 0 3 3 】

テスト１：前方マスキング

“前方マスキング”（１１）は一時的に先行する別音の存在下で１音を感知する減少能力を意味する。このテストでは、刺激は続く四角音パルス（s s s p）をマスクするバタ

50

ーワースフィルタ白色ノイズ (b f b w) で成る。

【 0 0 3 4 】

テスト 2 : 後方マスキング

“ 後方マスキング ” (1 2) は一時的に続く別音の存在下で 1 音を感知する減少能力を意味する。このテストでは、刺激は続く四角音パルス (s s s p) をマスクするパワーワースフィルタ白色ノイズ (b f b w) で成る。

【 0 0 3 5 】

テスト 3 : 両耳前方マスキング

“ 両耳前方マスキング ” (1 3) は他方の耳に提供された一時的に先行する別音の存在下で一方の耳で 1 音を感知する減少能力により特徴付けられる。このテストでは刺激は他方の耳で続く四角音パルス (s s s p) をマスクする一方の耳のパワーワースフィルタ白色ノイズ (b f b w) で成る。

【 0 0 3 6 】

テスト 4 : 方向性ヒアリング

“ 方向性ヒアリング ” (1 4) では、四角音パルス (s s s p) が等距離角ステップで左から右への分離ステップにて提供される。このテストは 5 種のサブテストで成る。それぞれのサブテストは自身の特定角 (a - e) を有している。第 1 サブテストでは完全に音は左 (e) から発生する。サブテスト 2 ではパルス列は 4 5 ° 左 (d) から提供される。サブセット 3 は前方 (c) からのパルス列で成る。サブセット 4 ではパルス列は 4 5 ° 右 (b) から提供され、最後にサブセット 5 は 9 0 ° 右 (a) から提供される。

【 0 0 3 7 】

テスト 5 : 音の距離感知

テスト “ 音の距離感知 ” (1 5) はいくつかのサブテストで成る。最初のサブテストでは四角音パルス (s s s p) で成るパルス列が刺激 (g) として使用される。このサブテストは基準値を創出する。第 2 サブテスト (h) では四角音パルスは人工処理によって変更されており、離れた位置で発生したものとして感知される。続くサブテストではパルス列の四角音パルスはさらに調整され、さらに離れた音として感知される。

【 0 0 3 8 】

テスト 6 : パルス列 1

テスト “ パルス列 1 ” (1 6) はいくつかのサブテストを含む。これらサブテストは含まれた四角音パルス (f p) 間に特定時間間隔 (t i s i) を有したパルス列で成る。第 1 サブテストでは時間間隔は一定値を有する。別サブテストでは時間間隔は変更されている。

【 0 0 3 9 】

テスト 7 : パルス列 2

テスト “ パルス列 2 ” (1 7) はいくつかのサブテストを含む。第 1 サブテストでは含まれた四角音パルスは特定の一定強度を有する。他のサブテストに対してはこの値は変更されており (a f p) 、各サブテストの四角音パルス (f p) は自身の特定一定強度を有している。

【 0 0 4 0 】

テスト 8 : パルス列 3

テスト “ パルス列 3 ” (1 8) はいくつかのサブテストを含む。第 1 サブテストでは含まれる四角音パルスは特定一定周波数を含む。他のサブテストに対してはこの値は変更され (f f p) 、それぞれのサブテスト四角音パルス (f p) は自身の特定一定周波数を有する。四角音パルスの周波数はパワーワースフィルタでフィルタ処理される。

【 0 0 4 1 】

テスト 9 : パルス列 4

テスト “ パルス列 4 ” (1 9) はいくつかのサブテストを含む。第 1 サブテストでは含まれる四角音パルスは特定一定時間を有する。他のサブテストに対してはこの値は変更され (t f p d) 、それぞれのサブテスト四角音パルス (f p) は自身の特定一定時間を有

10

20

30

40

50

する。

【 0 0 4 2 】

本発明の 1 実施例の要素はどのような適した方法によっても物理的、機能的及び論理的に活用できる。その機能性は単ユニット、複数ユニットあるいは他の機能ユニットの一部として活用できる。よって本発明は 1 ユニットの活用でき、あるいは異なるユニット間で物理的及び機能的に活用できる。

【 0 0 4 3 】

本発明をいくつかの実施例で説明したが、本発明はそれら実施例によって限定されない。本発明は「請求の範囲」の定義によってのみ限定される。

【図面の簡単な説明】

10

【 0 0 4 4 】

【図 1】本発明の 1 実施例によるシステムの概略図である。

【図 2】本発明の 1 実施例による、例えば 9 回テストの共通特徴を表すタイミング図である。

【図 3】本発明の 1 実施例による 9 回テストの音刺激をさらに図示する概略図である。

【図 4】本発明の 1 実施例による 9 回テストの音刺激をさらに図示する概略図である。

【図 5】本発明の 1 実施例による 9 回テストの音刺激をさらに図示する概略図である。

【符号の説明】

【 0 0 4 5 】

A = 音刺激強度

20

U = トリガーパルス電圧

T t = トリガーパルス時間間隔

T s = 音刺激時間

G = テストの刺激反復回数

S s s p = 四角音パルス (f p)

B f b w = バターワースフィルタ白色ノイズ

T i s i = テスト 1 6 の四角音パルス時間間隔

A f p = テスト 1 7 の四角音パルス強度変動

f = テスト 1 8 の基準四角音パルス周波数

f f p = テスト 1 8 の四角音パルス周波数変動

30

t f p d = テスト 1 9 の四角音パルス時間変動

【図 1】

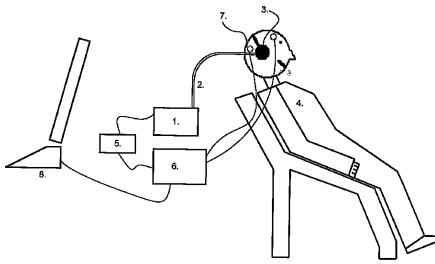
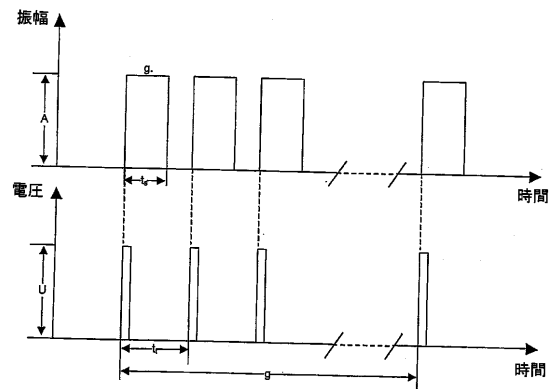
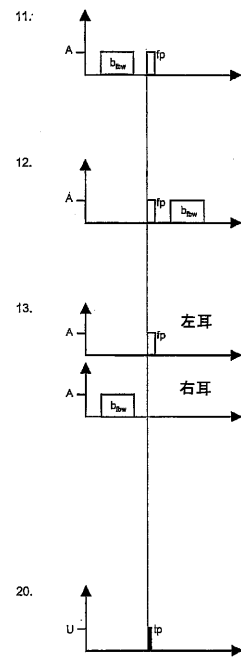


Fig. 1

【図 2】



【図 3】



【図 4】

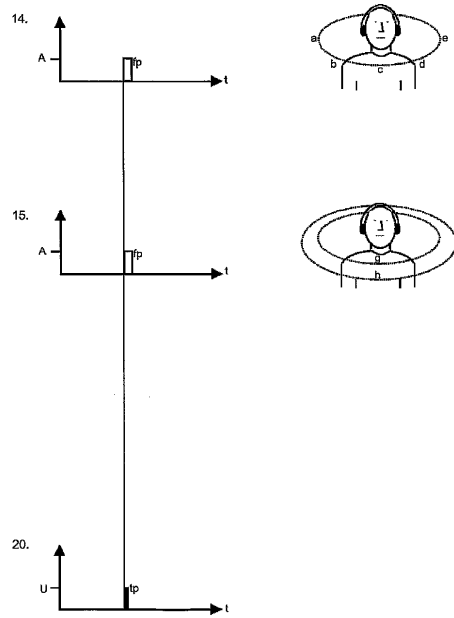


Fig. 4

【図 5】

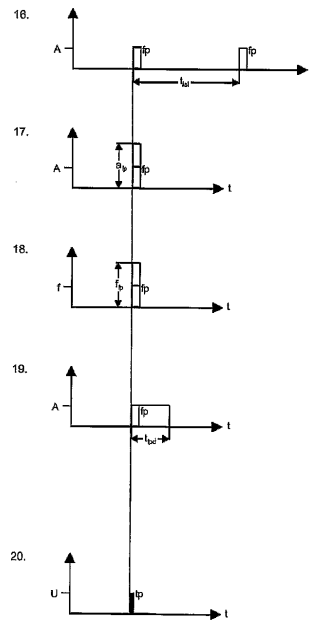


Fig. 5

フロントページの続き

(74)代理人 100147038

弁理士 神谷 英昭

(72)発明者 オッソン, オレ

スウェーデン国 S - 2 2 7 3 2 ルンド, ホクバーゲン 9

(72)発明者 ニールゼン, サレン

スウェーデン国 S - 2 2 3 6 2 ルンド, ソルベガタン 8 B

(72)発明者 フリストッド ニールステッド, サラ

スウェーデン国 S - 2 2 3 5 3 ルンド, コルスガタン 3 C

(72)発明者 コリストランド, ヨハン

スウェーデン国 S - 2 2 3 5 0 ルンド, リラ アルガタン

審査官 湯本 照基

(56)参考文献 国際公開第 2 0 0 4 / 1 1 2 6 0 4 (W O , A 1)

特開 2 0 0 1 - 3 0 9 8 9 8 (J P , A)

特開平 0 2 - 1 2 8 7 5 4 (J P , A)

特開平 1 0 - 0 8 0 4 0 9 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 5/0484