

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-328855

(P2005-328855A)

(43) 公開日 平成17年12月2日(2005.12.2)

(51) Int.C1.⁷

F 1

テーマコード(参考)

A61B 5/145

A 61 B 5/14

310

2 G 059

A61B 10/00

A 61 B 10/00

E

4 C 038

GO1N 21/17

G O 1 N 21/17

610

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号

特願2004-147124 (P2004-147124)

(22) 出願日

平成16年5月18日 (2004.5.18)

(71) 出願人 000005108

株式会社日立製作所

東京都千代田区丸の内一丁目6番6号

(74) 代理人 100075096

弁理士 作田 康夫

(74) 代理人 100100310

弁理士 井上 学

(72) 発明者 山本 剛

埼玉県比企郡鳩山町赤沼2520番地 株式会社日立製作所基礎研究所内

(72) 発明者 神鳥 明彦

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地

株式会社日立製作所中央研究所内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】生体光計測装置、画像表示方法およびプログラム

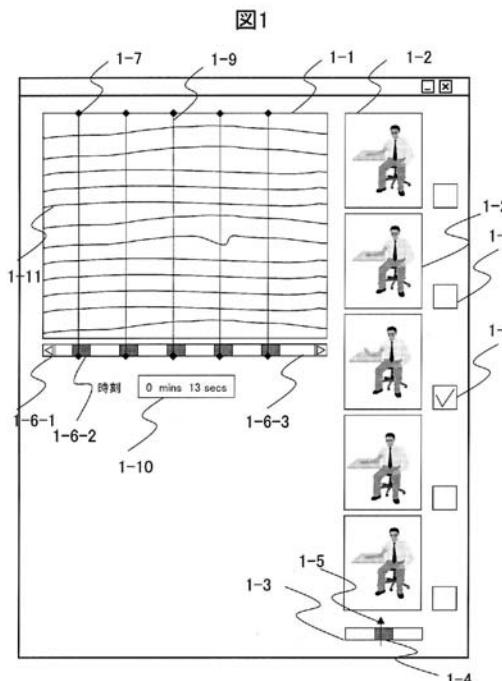
(57) 【要約】

【課題】生体光計測において計測映像の確認のための再生時刻を短縮し、効率的なパフォーマンスチェックを可能とし、また短時間でノイズを含む期間や正しくタスクが行われていない期間のデータを削除する方法の提供。

【解決手段】第一の試行期間（被検体が安静にする安静期間と被検体にタスクを与えるタスク期間を有する）と第二の試行期間（被検体が安静にする安静期間と被検体にタスクを与えるタスク期間を有する）における被検体の動画像を撮像し、前記第一の試行期間における動画像と前記第二の試行期間における動画像を実質的に同期させて表示する。

【発明の効果】各試行期間のパフォーマンスチェックを効率的に行うことができ、また動画像再生時間を短縮することができる。また従来よりも短時間で、ノイズを含む試行期間や正しくタスクが行われていない試行期間のデータを削除することができる。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に光を照射する光照射器と、
前記光照射器から照射され、前記被検体内を伝播した光を検出する光検出器と、
前記光検出器により検出された計測結果から、前記被検体の代謝物質濃度変化を計算する計算部と、
計測中における前記被検体の動画像を撮像する撮像装置とを有し、
第1の試行期間と第2の試行期間における前記代謝物質濃度変化を計測し、前記第1の試行期間および前記第2の試行期間のそれぞれは、前記被検体が安静にする安静期間と前記被検体にタスクを与えるタスク期間を有し、
前記第1の試行期間における前記動画像と前記第2の試行期間における前記動画像とを実質的に同期して表示する表示装置を有することを特徴とする生体光計測装置。

【請求項 2】

前記表示装置は、前記代謝物質濃度変化を表示する画像と前記動画像を実質的に同期して表示することを特徴とする請求項1記載の生体光計測装置。

【請求項 3】

前記表示装置は前記代謝物質濃度変化をトポグラフィ画像として表示することを特徴とする請求項2記載の生体光計測装置。

【請求項 4】

前記動画像を前記試行期間ごとに表示するか非表示とするかを設定する設定部を有することを特徴とする請求項2記載の生体光計測装置。

【請求項 5】

前記表示装置は前記設定部により表示することを選択された試行期間における前記代謝物質濃度変化を加算平均し、加算平均された前記代謝物質濃度変化を表示することを特徴とする請求項4記載の生体光計測装置。

【請求項 6】

前記表示装置は前記代謝物質濃度変化をトポグラフィ画像として表示することを特徴とする請求項5記載の生体光計測装置。

【請求項 7】

前記計算部は、前記試行期間中の前記代謝物質濃度変化が所定の閾値を超えない前記試行期間における前記代謝物質濃度変化を加算平均し、
前記表示装置は加算平均された前記代謝物質濃度変化を表示することを特徴とする請求項2記載の生体光計測装置。

【請求項 8】

前記閾値を設定する設定部を有することを特徴とする請求項7記載の生体光計測装置。

【請求項 9】

前記表示装置は加算平均された前記代謝物質濃度変化をトポグラフィ画像として表示することを特徴とする請求項7記載の生体光計測装置。

【請求項 10】

前記安静期間の時間、前記タスク期間の時間、および前記被検体にタスクを与える回数を設定する設定部を有することを特徴とする請求項1記載の生体光計測装置。

【請求項 11】

前記被検体上に装着したセンサーにより前記被検体の動きを計測する計測装置を有することを特徴とする請求項1記載の生体光計測装置。

【請求項 12】

前記表示装置は、前記代謝物質濃度変化を表示する画像と前記計測装置により得られた計測データ、もしくは前記動画像と前記計測装置により得られた計測データを同期して表示することを特徴とする請求項11記載の生体光計測装置。

【請求項 13】

被検体に光を照射するステップと、

10

20

30

40

50

前記被検体内を伝播した光を検出するステップと、
検出された前記被検体内を伝播した光から、前記被検体の代謝物質濃度変化を計算する
ステップと、

計測中における前記被検体の動画像を撮像するステップとを有し、

第1の試行期間と第2の試行期間における前記代謝物質濃度変化を計測し、前記第1の
試行期間および前記第2の試行期間のそれぞれは、前記被検体が安静にする安静期間と前
記被検体にタスクを与えるタスク期間を有し、

前記第1の試行期間における前記動画像と前記第2の試行期間における前記動画像とを
実質的に同期して表示するステップと、

前記試行期間ごとの前記代謝物質濃度変化を加算平均するときに、どの試行期間における
前記代謝物質濃度変化を加算平均に用いるかを選択させるステップとを有することを特徴とす
る画像表示方法。 10

【請求項14】

前記加算平均された前記代謝物質濃度変化を表示するステップを有することを特徴とする
請求項13記載の画像表示方法。

【請求項15】

前記動画像を前記試行期間ごとに表示するか非表示とするかを設定するステップを有す
ることを特徴とする請求項13記載の画像表示方法。

【請求項16】

第1の試行期間と第2の試行期間における被検体の代謝物質濃度変化を計測する生体光
計測装置において使用されるプログラムであって、 20

前記第1の試行期間および前記第2の試行期間のそれぞれは、前記被検体が安静にする
安静期間と前記被検体にタスクを与えるタスク期間を有し、

コンピュータに、前記第1の試行期間における前記被検体の計測中の動画像と、前記第
2の試行期間における前記動画像とを実質的に同期して表示させるステップを実行させる
ためのプログラム。

【請求項17】

前記代謝物質濃度変化と前記動画像を実質的に同期して表示させることを特徴とする請
求項16記載のプログラム。

【請求項18】

前記試行期間中の前記代謝物質濃度変化が所定の閾値を超えない前記試行期間における
、前記代謝物質濃度変化を加算平均するステップと、 30

前記加算平均された前記代謝物質濃度変化と前記動画像とを実質的に同期して表示させ
るステップを有することを特徴とする請求項16記載のプログラム。

【請求項19】

前記閾値は設定可能な可変値であることを特徴とする請求項18記載のプログラム。

【請求項20】

前記加算平均された前記代謝物質濃度変化をトポグラフィ画像として表示することを特徴と
する請求項18記載のプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

光を用いて被検体内部の代謝物質の濃度変化を計測し、計測結果を画像化する生体光計
測装置において、被検体の挙動を撮像した結果の表示方法。

【背景技術】

【0002】

生体組織通過性の高い近赤外光に代表される光を用いて、生体内の代謝物質の濃度変化
を計測し画像化する技術（以降、本技術を生体光計測法と呼ぶ）が、特許文献1、特許文
献2などに記載され、これら技術の脳機能計測における有効性が、非特許文献1、非特許
文献2などに記載されている。以下にこれら文献に記載されている技術の概要を説明する 50

。

【0003】

図2は、本生体光計測法を実現する装置の構成を示している。被検体2-1は、後述する計測用光ファイバを固定できるヘルメット(2-2)を頭皮上へ装着した状態で、計測に望むことが可能である。計測用光ファイバには、光源から発せられた光を被検体へ照射することを目的としている照射用光ファイバ(2-3)と、生体内部を通過した光を集光し検出器へ伝送することを目的としている検出用光ファイバ(2-4)があり、本実施例では、それぞれ5本、4本ずつ使用している。これら照射用光ファイバ、検出用光ファイバの先端は、被検体(2-1)の頭皮上へ接触させてあるため、被検体を傷つけず、日常の生活環境下で計測することが可能である。尚、これら照射用光ファイバと検出用光ファイバは、例えば格子の交点上に、約30mm間隔で配置する。照射用光ファイバは、光源アレー(2-5)へ接続されている。この光源アレーには、半導体レーザや発光ダイオードに代表される光源が複数用意されている。その光源の個数は、照射用光ファイバの本数に計測対象物質の種類を乗じた数に相当する。各光源の強度は、2-6に示した電子計算機により制御される。

【0004】

また、本光源アレーには、光結合器が具備されており、各照射用光ファイバに対して、波長の異なる複数の光源から照射された光を入射させることが可能である。また、被検体内部を伝播した光を検出する検出用光ファイバは、フォトダイオード、光電子増倍管に代表される光検出器を具備した検出器アレー(2-7)へ接続されている。この検出器アレーへ伝送された光は、電気信号へ変換され、該2-6に示した電子計算機へ通過光強度の情報がリアルタイムで伝送される。該電子計算機では、上述した光源の強度の制御に加えて、通過光強度の変化から生体内代謝物質の濃度変化を演算する機能や、その演算結果から生体内代謝物質の濃度変化をタイムコースや画像として表示する機能を具備している。尚、計測対象となっている生体内代謝物質は、一般には、酸素化ヘモグロビン(Hb)と脱酸素化Hbであり、複数の波長(一例として、780nmと830nm)のレーザ光を用いて分光計測を行う。

【0005】

次に、脳活動に伴う血液量変化を計測し画像化する方法論を説明する(図3)。図3は、図2に示した照射用光ファイバと検出用光ファイバの配置方法において、1つの検出用光ファイバの両脇に、照射用光ファイバを2本配置した図を示している。3-1、3-2は、光源を示しており、それぞれ別々の周波数で強度が変調されている。3-3は、照射用光ファイバ、3-4は検出用光ファイバであり、30mm間隔で配置されている。また、3-5、3-6は、脳構造を簡略化して表示しており、それぞれ頭蓋骨、大脳皮質を示す。また、3-7に示したバナナ形状の領域は、各照射用光ファイバ-検出用光ファイバ対を伝播した光の経路を示している。生体組織(特に、頭蓋骨)は強散乱体であるため、照射用光ファイバにより照射された光は、その照射位置から指向性を失い、四方八方へ散乱される。その内、30mm離れた光照射位置と光検出位置の間を伝播した光は、本図が示すが如く、バナナ状に伝播して、反射光として検出することができる。検出された光は、3-8に示す検出器(フォトダイオード、光電子増倍管などから構成)により、光学的な信号から電気的な信号へと変換される。変換された電気信号は、3-9に示したロック・イン・アンプリファイヤーにより処理される。

【0006】

この方法により、2つの光源から照射された光の反射光強度を同時に検出し、独立して弁別できる。ここで、領域1もしくは領域2の何れかの場所において、脳活動に伴い酸素化Hbや脱酸素化Hbの濃度が変化すると、反射光の強度が変化する。そこで、この反射光の強度から、領域1と領域2での血液量変化を算出できる。本図3では、照射用光ファイバと検出用光ファイバが2対存在するが、この内の1対について説明する。各時刻における検出用光ファイバへ到達する光強度をI(t)とする。本生体光計測法では、生体内代謝物質の濃度変化を計測するため、状態0と状態1を仮定し、それぞれの場合での光強

10

20

30

40

50

度を I₀、I₁とする。ここで、状態 0 と状態 1 は、例えば、状態 0 では安静にしている状態に代表される基準状態であり、状態 1 では、指を動かす状態により運動野が活動している状態と仮定する。計測に使用する各 2 波長の光源に対して、各時刻における生体内部での吸光度の変化 (A (t)) は、以下の関係式を満たす。

【 0 0 0 7 】

【 数 1 】

式式1
$$\Delta A(t) = -\ln(I_1(t)/I_0(t)) = \varepsilon_{oxy} \Delta C_{oxy}(t) L + \varepsilon_{deoxy} \Delta C_{deoxy}(t) L$$

ここで、式式 1 中の L は、光源と検出器の間の平均光路長を示す。また、式式中の ε_{oxy} 、 ε_{deoxy} は、それぞれ酸素化 Hb、脱酸素化 Hb の分子吸光係数を示す。この式式 1 を各波長へ適用することで、脳活動に伴う酸素化 Hb や脱酸素化 Hb の濃度変化 (それ、 C_{oxy} 、 C_{deoxy}) は、

【 0 0 0 8 】

【 数 2 】

式式2

$$\begin{pmatrix} \Delta C_{oxy}(t) \\ \Delta C_{deoxy}(t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \varepsilon_{oxy}^{\lambda 1} & \varepsilon_{deoxy}^{\lambda 1} \\ \varepsilon_{oxy}^{\lambda 2} & \varepsilon_{deoxy}^{\lambda 2} \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} -\ln(I_1^{\lambda 1}(t)/I_0^{\lambda 1}) \\ -\ln(I_1^{\lambda 2}(t)/I_0^{\lambda 2}) \end{pmatrix}$$

となる。実際には、L を決定することは困難であるため、

【 0 0 0 9 】

【 数 3 】

式式3

$$\begin{pmatrix} \Delta C_{oxy} \\ \Delta C_{deoxy} \end{pmatrix} = L \begin{pmatrix} \Delta C_{oxy} \\ \Delta C_{deoxy} \end{pmatrix}$$

とおり、濃度に距離を乗じた次元を有する単位である C' について、

【 0 0 1 0 】

【 数 4 】

式式4

$$\begin{pmatrix} \Delta C'_{oxy}(t) \\ \Delta C'_{deoxy}(t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \varepsilon_{oxy\lambda 1} & \varepsilon_{deoxy\lambda 1} \\ \varepsilon_{oxy\lambda 2} & \varepsilon_{deoxy\lambda 2} \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} -\ln(I_{1\lambda 1}(t)/I_{0\lambda 1}) \\ -\ln(I_{1\lambda 2}(t)/I_{0\lambda 2}) \end{pmatrix}$$

を算出している。

【 0 0 1 1 】

次に、この図 3 を用いた計測方法並びに、式式 4 を用いて算出した酸素化 Hb、脱酸素化 Hb の濃度変化の分布を示すトポグラフィ画像の作成方法について述べる (図 4)。この図 4 では、照射用光ファイバ 5 本を図中の 21、22、23、24、25 番の各位置へ、同様に検出用光ファイバ 4 本を、図中の 31、32、33、34 番の各位置へ配置した場合を示している。このような配置では、照射用光ファイバと検出用光ファイバのペアが多数存在するが、これらの中で、照射用光ファイバと検出用光ファイバが 30 mm 間隔で存在する対は合計 12 対存在する。これら光ファイバ対の中点をサンプリング点と定義し、1 対の光ファイバ対が検出した酸素化 Hb、脱酸素化 Hb の濃度変化の位置情報を与える位置とする。この仮定の下、本図 4 には、合計 12 点のサンプリング点 (4 - 1) が存在する。これら 12 点での酸素化 Hb、脱酸素化 Hb の濃度変化を空間的な補間処理を施すことにより、図 5 に示すトポグラフィ画像が得られる。このトポグラフィとは、地形図を意味し、平面座標上にこの座標とは別次元の物理量を表示したものである。また、図 3 に示した計測システムでは、100 ミリ秒オーダーでのデータのサンプリングが可能であり、このサンプリング間隔での動画像化も可能である。

【 0 0 1 2 】

次に、脳を活動させるために用いている活性化方法 (パラダイム) について説明する。

10

20

30

40

50

本生体光計測法では、生体内の代謝物質の濃度変化を引き起こさるために、被検体へ課題を課す。このパラダイムおよびタスクシーケンスの例を図6に示す。図中のT、Rはそれぞれ、タスク期間（課題を実行させた期間）と安静期間（じっとしているなど脳活動の状態がタスク期間とは異なる状態）を意味する。例えば、図7に示したヒトの手を用いて説明すると、タスク期間では、親指と親指以外の人差し指、中指、薬指、小指を、ランダムに1Hzの速度で接触させる課題を被検体は実行する。これに対して、安静期間では、上述したタスク期間とは異なり、各指の接触を行わずに安静を保つ。これらタスク期間と安静期間の違いは、指の運動を行うか否かのみであり、この結果、側頭部に存在する指運動野が活動し、その活動部位での酸素化Hbの濃度が変化することが非特許文献3などに記載されている。実際の計測では、TおよびRの時間は、検査目的や内容により様々な値に設定するが、一般的には、T=15秒、R=30秒程度としている。また、計測した信号のノイズを減らすために、タスクは繰り返し実行し、計測した反射光強度変化に対して同期加算処理を施す。実際の臨床現場で用いられているTの繰り返し回数は、5回から10回程度であり、計測に要する時間は約10分である。

10

20

【0013】

図8は、実際の計測装置を用いた計測風景である。図2において示した光源アレーと検出器アレーは、筐体(8-1)の中に収納されており、照射用光ファイバと検出用光ファイバを纏めたファイバーアレー(8-2)は、被検体(8-3)の頭部上へ配置したヘルメット(8-4)へ接続している。また、筐体の上には、電子計算機(8-5)が具備されており、また、計測結果を印刷するプリンター(8-6)により計測結果をいち早く閲覧できる。また、前述した光ファイバアレーは、このプリンターを支える支柱(8-7)と接続しており、筐体はキャスター(8-8)付であるため、高い可搬性を有している。このため、被検体と本計測装置の位置関係を自由に設定することが可能であり、また、医療機関の外来患者向けの検査室のみならず、手術室や病室でも被検体の計測が可能となっている。

30

【0014】

【特許文献1】特開平8-103434号公報

【0015】

【特許文献2】特開平9-98972号公報

【非特許文献1】E. Watanabe, A. Maki, F. Kawaguchi, Y. Yamashita, H. Koizumi, Y. Mayanagi, "Non invasive Cerebral Blood Volume Measurement During Seizures Using Multichannel Near Infrared Spectroscopic Topography," Journal of Biomedical Optics, 2000, July, 5(3), P. 287-290. (ワタナベ、マキ、カワグチ、ヤマシタ、コイズミ、マヤナギ。「近赤外分光スペクトロスコピー法を応用したトポグラフィ法による神経性発作期間中の非侵襲血液量変化の計測」、医用工学光学、2000年、7月号(287ページから290ページ))

30

【非特許文献2】E. Watanabe, A. Maki, F. Kawaguchi, K. Takashiro, Y. Yamashita, H. Koizumi, and Y. Mayanagi, "Non-invasive assessment of language dominance with Near-Infrared Spectroscopic mapping," Neurosci. Lett. 256(1998), (ワタナベ、マキ、カワグチ、タカシロ、ヤマシタ、コイズミ、マヤナギ。「近赤外分光スペクトロスコピー法による非侵襲言語優位半球の計測」、神経科学、1998年)

40

【非特許文献3】Atsushi Maki, Yuichi Yamashita, Yoshiyuki Ito, Eijyu Watanabe, Yoshiaki Mayanagi, and Hideaki Koizumi, "Spatial and temporal analysis of human motor activity," Medical Physics, Vol. 22 (No. 12), pp. 1997-2000

50

5 (1 9 9 5) . (アツシ マキ、ユウイチ ヤマシタ、ヨシトシ イトウ、エイジュ ワタナベ、ヨシアキ マヤナギ、ヒデアキ コイズミ、「ヒト運動野の活性化状態の時空間解析」、メディカルフィジックス、第 22 卷 (12 号) 、 1997 ページから 2005 ページ (1995 年))

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0016】

生体光計測法では計測結果のノイズを低減するために、同じタスク（課題）を複数回繰り返して実施することがあるが、被検体の検査中の状態としては以下の 2 つの状態が考えられる。第一の状態では、医師や検査技師が指示した課題をタスク期間中に実行し、また、指示通りに安静期間中は安静を保つ状態である。この場合は、計測結果を医師や検査技師が計測終了後にデータを解析すれば、被検体の脳活動を評価することが可能となる。一方、当然、タスク期間中および安静期間中の何れかにおいて、指示とは違う行動をしてしまう場合もある。例えば、計測中に咳をすると、頭部へのヘルメットの接触状態が変わるために、ノイズ（アーチファクト）が検出される。また、タスクが単純な場合、被検体が飽きてしまい寝てしまうことや、また、右手の運動をタスクとしたのにもかかわらず、被検体が別のタスク（例えば、左手を動かしてしまうなど）を実施してしまうこともあり得、この場合、ノイズ（アーチファクト）として検出されないこともある。このように、アーチファクトとして検出されず、医師や検査技師の指示と異なるタスクを被検体が実施してしまうと、目的としていた脳機能部位とは異なる場所が活動してしまい、正しい検査結果が得られない可能性もありうる。

【0017】

このようにノイズが検出されてしまった期間や、ノイズとしては検出されないが正しいタスクを実行していない期間のデータをデータ解析に使用すると、正しいデータを得ることはできない。そこで正しいデータを得るには、このようにノイズが発生した期間を特定し、同期加算の対象から外す必要があるが、これらを効率的に行う方法は確立されていなかった。

これに対して、被検体の計測中の状態をビデオに記録撮影する方法が考えられる。VTR カメラを導入し、図 9 に示すような実施の形態で実現可能である。計測に特別な検査室を必要とする磁気共鳴描画装置や脳磁計などとは異なり、生体光計測法では電磁ノイズを意識する必要がない。このため、計測装置の近傍に VTR カメラ (9 - 1) を配置することができ、更に、被検体に対してこの VTR カメラは任意の位置に設置することができる。このため、例えば図 9 を用いて説明した指運動機能の計測を例に説明すると、被検体の指の動きのみを撮影することも可能であるし、被検体全体を撮影することも可能である。

【0018】

図 10 中の 10 - 1 は、計測結果を示すタイムコースであり、本図では、各サンプリング点での各波長の反射光強度の変化を示している。また、10 - 2 は被検体の挙動を撮影した映像である。上述した 10 - 1 中の棒 (10 - 3) は、映像の再生時刻とタイムコース上の時刻の対応を明示しており、映像とタイムコースを同期して再生することで、タイムコース上に存在する問題点を映像と対比させながら確認することができる。

【0019】

しかし、撮影した結果と計測結果を図 10 に示すような方法で同期させて再生させても、医師や検査技師にとっては有効な手段とはならない。なぜなら、計測結果を処理した後、図 7 に示すようなトポグラフィ画像は計測終了後数分で得ることができるが、10 - 2 に示した映像は、計測開始から終了までの約 10 分程度を全て再生してチェックする必要があり、計測終了後いち早く計測結果を確認することができないからである。また各タスク間の映像結果を直接比較することができず効率的なパフォーマンスチェックが行えない。

そこでこれらの課題を解決し、計測映像の確認のための再生時刻を短縮し、効率的なパフォーマンスチェックを可能とし、また短時間でノイズを含む期間や正しくタスクが行われ

10

20

30

40

50

ていない期間のデータを削除する方法を検討した。

【課題を解決するための手段】

【0020】

上記課題を解決するための手段として本発明では、第一の試行期間（被検体が安静にする安静期間と被検体にタスクを与えるタスク期間を有する）と第二の試行期間（被検体が安静にする安静期間と被検体にタスクを与えるタスク期間を有する）における被検体の動画像を撮像し、前記第一の試行期間における動画像と前記第二の試行期間における動画像を実質的に同期させて表示することを特徴とする生体光計測装置を提供する。これによりパフォーマンスチェックを一回の試行期間に要する時間で行うことができ、各タスク間の映像データまたは計測データを直接比較することができる。

10

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば各試行期間における被検体の計測状態、計測結果を同時に確認するため各試行期間のパフォーマンスチェックを効率的に行うことができ、また動画像再生時間を短縮することができる。また従来よりも短時間で、ノイズを含む試行期間や正しくタスクが行われていない試行期間のデータを削除することができる。

【実施例1】

【0022】

本発明を実施するための形態の一つを実施例1にて説明する。まず、計測の実施方法と、計測結果の処理方法を図11に示したフローチャートを用いて説明する。まず、図6に示したシーケンスを使用する場合、タスク期間（T）、レスト期間（R）およびタスクの繰り返し回数（n）を事前に設定する。本実施例では、図6に倣い、n = 5とする。設定した回数や時間を元に、レストとタスクをn回交互に繰返す。計測が終了すると、まず、計測データを保存する。この計測データとは、各サンプリング点における各波長の反射光強度の時間変化特性である。この計測データを保存したのに引き続き、計測期間中に撮影した映像データも保存する。ここで、計測データも映像データも時系列データであるが、各データの同期性を維持できるように、それぞれのデータの記録時間は揃えてあると共に、計測を開始した時刻、タスクを開始した時刻、終了した時刻もマーカーとして、双方のデータに記録されている。次に、映像データを計測シーケンス毎に分割して保存する。そこで、

20

【0023】

【数5】

数式5

$$\begin{aligned} t_1 &\leq t \leq t_4 \\ t_3 &\leq t \leq t_6 \\ t_5 &\leq t \leq t_8 \\ t_7 &\leq t \leq t_{10} \\ t_9 &\leq t \leq t_{12} \end{aligned}$$

30

の各期間を含む5つの映像ファイルをフォルダへ保存する。

【0024】

これらのこの保存の状態を図22に示す。このフォルダには、撮影した映像ファイル「全映像1」の他に、「映像1（Task1）」、「映像1（Task2）」、「映像1（Task3）」、「映像1（Task4）」、「映像1（Task5）」が保存されている。これらのファイルは、図11に示したフローチャートにおいて、「タスク毎の映像データまたは計測データの同期再生」を行う上で図1に示す画面構成で使用する。図1に示す画面構成では、1-1に示す計測データのタイムコースと1-2に示す映像画面が並んで表示されている。本実施例では、5枚の映像画面が上から順番に1度目のタスク、2度目のタスク、……、5度目のタスクの順に並んでいる。また、1-3、1-4に示

40

50

すバーは、それぞれ、レスト期間、タスク期間を示している。また、1-5に示した矢印は、1-2に示した各映像の表示時刻を示しており、各映像は、実質的に同期して再生する（ここで実質的にとは、機械ノイズや機械の性能上の限界等に起因する同期性のずれ、ユーザーから見て同期しているという認識を超えないものは許容することを意味する）。即ち、5枚の映像は、各タスク開始時刻（図6に示した計測シーケンスを用いて説明すると、各5枚の映像に関して、1枚目のt2、2枚目のt4、3枚目のt6、4枚目のt8、5枚目のt10の時刻）をそろえて、同時に再生する。

【0025】

一方、1-1に示したタイムコースは、時系列データであるため、図6に示したように、レスト期間とタスク期間を交互に設定し、1-6-1に示したタスク期間およびレスト期間表示バーにて表示される。また、1-7に示した線は、1-5に示した矢印と同期して移動していく。このように、映像とその映像を表示している時刻の関係を示す線が映像上とタイムコース上で同期して移動することで、タイムコースが示すデータと映像の関係をユーザが明確に把握することが可能になる。また、1-8はチェックボックスであり、本実施例ではチェックマークが記録されている。これは、本実施例において、3番目のタスクにおいて、被検体の拳動が他の1回目、2回目、4回目、5回目のタスクと大きく異なっていたため、データ処理を行う際の同期加算から除外したいとユーザが選択したシンを示している。

【0026】

このチェックボックスへの入力と同時に、1-9に示した時刻の同期性を示す線は他の線とは異なる線種となり、タイムコース上でのデータの無効性をユーザへ伝えることができる。この図1に示した表示方法では、T=15秒、R=30秒、およびタスクの繰り返し回数が5回の場合（図6に示したシーケンスを参照）、255秒の表示時間を75秒（30+15+30）へ低減することが可能となった。また、1-11に示した線は、図3にて説明した検出光を電気的信号へ変換した検出光強度の時系列変化（タイムコース）であり、各線は、図4に示したサンプリング点（4-1）における計測データに対応している（本実施例では12のサンプリング点（4-1）に対応して12本の線（1-11）がある）。また、1-10は、1-7及び1-9に示した各線がタスク開始後何秒であるか、その時刻を示すものであり、1-7および1-9に示した各線の位置の変化と同期して、表示される時刻は変化する。

【0027】

次に、この図1の変形例を、図12、図13を用いて説明する。図12では、タイムコース（12-1）として表示したデータにノイズがあることを自動判別して、そのノイズを有するタスクは映像として表示しない、もしくはそのタスクの計測データは同期加算から除外することを特長とする実施例を示している。このノイズがある場合の判定アルゴリズムの一例として、単位時間当たりの血液量変化が予め設定した閾値（m）を超過した場合にノイズがあったと判定する例を挙げることができる。12-2は、その閾値を入力する閾値設定部である。一例として、「0.2 mM・mm / 0.1 sec」と入力と、0.1秒で±0.2 mM・mmの血液量が変化した場合はノイズとみなす。この血液量変化の算出は、式（1）から式（4）に示した計算アルゴリズムを使用する。本実施例では、12-3に示したサンプリング点においてノイズが発生しており、この時刻を含む4回目のタスクでの計測は無効となる。このため、12-4に示した場所では映像が表示されない。また4回目のタスクにおける計測データを同期加算から外すことができる。

【0028】

図13は、図1と図12の変形例である。各タスク期間における映像画面と、各タスク期間における計測データを同期加算処理して得たトポグラフィ画像（13-1）を並べて表示し、実質的に同期して再生した場合の画像を示している。本実施例では、映像を見ながら同期加算から外すタスク（5回のタスクの何れか）を選択することができ、選択した結果により作成したトポグラフィ画像をすぐに見ることができる。この実施例に示した方法を用いることで、例えば、3回目のタスクを加算に入れた場合と外した場合でのトポグ

10

20

30

40

50

ラフィ動画像の違いをユーザが用意に見比べることが可能になり、この結果パフォーマンスチェックの結果をより反映しやすいデータ処理方法となりうる。なお同期加算に用いるタスクにチェックを入れ選択するようにすることももちろん可能である。ここで、本実施例に示した図面では、3回目のタスクに対してチェックが入っている。そこで、式5に示した、 $t_1 \sim t_4$, $t_3 \sim t_6$, $t_7 \sim t_{10}$, $t_9 \sim t_{12}$ の各期間における各チャネルの通過光強度を同期加算し、式1～4を用いて C' を算出し、各チャネルの位置情報を用いて空間補間を施すこと、本図の13-1に示すが如くトポグラフィ画像を表示することが出来る。

【0029】

図14は、図13の変形例であり、繰り返し実施したタスク毎にトポグラフィ画像(14-1)を並べて表示するものである。14-2に示すが如く本図では、3番目のタスクについてチェックボックスへチェックを入れている。このため、トポグラフィ画像もこの3番目のみ表示しない。この結果、計測処理の対象となる1回目、2回目、4回目、5回目のトポグラフィ画像のみを表示することで、ユーザが確認する必要のある画像の枚数を減らすことが出来る。

なお、上述した画像表示やデータ処理は、これらの機能を有しない従来の生体光計測装置にこれらの機能を実行させるプログラムをインストールすることでも実行できる。

【実施例2】

【0030】

生体光計測法は、光を用いているため、他の電磁エネルギーとの干渉が無い。このため、光以外の電磁エネルギーを用いる計測装置との同時計測が可能である。その実施の一形態を以下に説明する。

図15は、図9に示した生体光計測装置と、この生体光計測装置へ異なる別の生体計測装置を併設した装置の構成を示している。本実施例では、生体光計測装置(15-1)の脇に、別の指運動機能計測装置(15-2)を設置した場合を記述するが、もちろん、本実施例に限定されるものではない。ヘルメット(15-3)を装着した被検体(15-4)は、光ファイバアレー(15-5)により生体光計測装置と接続されている。また、前記被検体の指にはセンサー(15-6)が接続されており、このセンサーと指運動機能計測装置とが接続されている。また、生体光計測装置上には、ビデオ撮影装置(15-7)が具備されており、被検体の拳動を撮像することができる。

【0031】

次に、図16を用いて、該指運動機能計測装置の構成を述べる。交流発生回路(16-1)によって所定の周波数(例えば、20kHz等)を持つ交流電圧が生成される。生成された所定の周波数を持つ交流電圧は、電流発生用アンプ回路(16-2)によって所定の周波数を持つ交流電流に変換される。交流電流は、生体に装着された発信用コイル2に流される。発信用コイル(16-3)によって発生した磁場は、生体に装着された受信用コイル(16-4)内に誘起起電力を発生させる。発生した誘起起電力(交流発生回路(16-1)によって生成された所定の周波数を持つ交流電圧と同じ周波数を有している)は、プリアンプ回路(16-5)によって増幅される。増幅後の信号は検波回路(16-6)に入力される。該検波回路では、該交流発生回路によって生成された所定の周波数又は2倍周波数によって検波を行なうため、該交流発生回路の出力を位相調整回路(16-7)によって位相を調整した後に、参照信号(16-8)として検波回路4の参照信号入力端子に入力される。

【0032】

なお、所定周波数の2倍周波数で検波する場合は、位相調整回路(16-7)は必ずしも必要ではない。2倍周波数で検波する簡単な回路構成としては、交流発生回路(16-1)の所定周波数を2倍の周波数としておき、分周期によって半分の周波数に変換した後に、電流発生用アンプ回路(16-2)に入力する構成とし、参照信号(16-8)には交流発生回路(16-2)の所定周波数の2倍の周波数の信号を検波回路(16-6)の参照信号入力端子に入力する構成とする。検波回路(16-6)の出力は、低域通過型フ

ィルター (Low-Pass filter) 回路 (16-9) を通った後、所望の電圧を得るためにアンプ回路 (16-10) によって増幅され、出力 (16-11) を得る。出力 (16-11) をコンピューター (16-12) 内蔵のアナログデジタル変換ボード (A/D ボード) によってデジタルデータとして、該コンピューターに入力される。以上説明した構成例により、生体に装着された受信用コイル (16-4) と発信用コイル (16-3) と間の相対距離 D に相当する電圧が検出できる。この指運動機能計測装置の生体への装着方法について、図17を用いて説明する。

【0033】

発信用コイル (17-1) は親指の上部に装着されており、受信用コイル (17-2) は人差し指の上部に装着されている。該発信用コイルはコイル装着部材 (17-3) に巻き付けてあり、図16に示した電流発生用アンプ (16-2) と接続されている。また、各装着部はバンド (17-4) に取り付けられており、ゴムやスポンジ等を使用し指の大きさ (太さ) の個人差を吸収できる構成とする。本図に示す構成では、親指と人差し指の間の相対距離 D に相当する出力を得ることが可能である。また、受信コイルと発信コイルを装着する指は、親指や人差し指に限定されることなく、任意の指に受信コイルや発信コイルを装着してもよい。更に、発信用コイルと受信用コイルとを唇の上唇と下唇に装着して、口の動きに伴う動きも検出可能である。

【0034】

これらバネを親指と人差し指に装着し、パーキンソン病患者に、親指と人差し指のフィンガータッピング (親指と人差し指とを開いたり引つ付けたりという動作を繰り返し行なうこと) を、なるべく早く大きく行うように指示した場合に実際に得られた波形を図18に示す。尚、予め、2つのコイルの距離から得られる電位差と、実際の親指と人差し指の距離との関係を計測により得てあり、本図18に示した波形は校正した特性である。この図18では、18-1に示される波形は、相対距離 D に変換したデータとその速度波形 (距離 X の時間方向での1次微分波形 (dX/dt) のデータ) である18-2を示す。この图形の0秒から3秒までを拡大した図19において、同様に、19-1と19-2に測定データと速度波形を示す。この19-2に示した T1 と T2 は、それぞれ、速度波形の隣接する最大ピークの時間差を検出した時間幅と、速度波形の隣接する最小ピークの時間差を検出した時間幅を示している。

【0035】

この T1 と T2 をタッピング回数ごとにプロットした図を示す (図20)。20-1 および20-2 は、タッピング回数ごと T1、T2 の時間をプロットしたものである。この図から、T1 は 0.4 秒を中心にフィンガータッピングされていることが分かる。一方、T2 では T1 とほぼ同じ 0.4 秒を中心に変化が認められるものの、数箇所で揺らぎが生じている様子が分かる。図18に示すように、タッピングの時間変化をプロットすることにより、タッピングの時間的な揺らぎを視覚的に理解することが可能となる。

【0036】

図15に示した計測装置では、ビデオカメラを具備しているため、生体光計測装置を用いて計測した結果と、図15に示した生体光計測装置との同時計測が可能な生体光計測装置以外の生体計測装置の結果と、更に撮像した結果と同時に表示再生すれば、各生体計測装置による計測結果と被検体のパフォーマンスチェックを同時にを行うことが可能になる。その表示の方法を図21に示す。本図では、光を用いて計測した結果を示すタイムコース (21-1)、図15に示した指運動機能計測装置から得た指運動波形 (21-2) および、被検体の撮像結果 (21-3) を示す。また、該画像の下部には、表示時刻が分かるように、タスクとレスト期間および表示時刻の関係を示す線 (21-4) が記載されている。この線は、時間の経過に伴い場所が変化し、また、各 5 枚の映像も実質的に同期して再生される。なお本図では光を用いて計測した結果を示すタイムコース (21-1)、指運動機能計測装置から得た指運動波形 (21-2)、被検体の撮像結果 (21-3) を全て表示しているが、これらのいずれか 1 つまたはいずれか 2 つを表示させてもよい。

【0037】

10

20

30

40

50

この結果、複数のモダリティーを用いて生体の機能を同時に計測し、更に、被検体の挙動を、繰り返し実施したタスクごとに比較することが可能になり、医師や検査技師にとって、診断がより容易な計測システムとなりうる。つまり本実施例では被検体の撮像情報の他に、例えば被検体の運動、動き、動作、位相変化情報等を直接計測することで、データの信頼性を向上させることができる。

また生体光計測法は、他の生体計測法（脳波形、機能的磁気共鳴描画装置、陽電子断層撮像法）と同時計測が可能であり、この利点は、VTRを併設した生体光計測法でも実現できる。このため、取得可能な生理情報の種類を広げることが可能になる。

【産業上の利用可能性】

【0038】

10

脳活動に伴う血液量の変化など、生体内の代謝物質の濃度が変化する現象を計測する生体光計測装置において、その濃度の変化の算出結果と、被検体の行動の比較を容易、かつ短時間に実施することが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0039】

20

【図1】本発明にて提供する生体光計測装置の画面構成図（1）。

【図2】生体光計測装置の装置構成。

【図3】脳活動に伴う血液量変化の計測方法。

【図4】酸素化Hb、脱酸素化Hbの濃度変化の分布を示すトポグラフィ画像の作成方法。

【図5】トポグラフィ画像。

【図6】脳機能計測を実施する上でのタスクシーケンス。

【図7】ヒトの手。

【図8】生体光計測装置を用いた脳活動の計測風景。

【図9】VTRカメラを具備する生体光計測装置の装置構成。

【図10】従来技術における、被検体をVTR撮影した結果と計測結果の表示方法。

【図11】計測の実施方法と、計測結果の処理方法。

【図12】本発明にて提供する生体光計測装置の画面構成図（2）。

【図13】本発明にて提供する生体光計測装置の画面構成図（3）。

【図14】本発明にて提供する生体光計測装置の画面構成図（4）。

30

【図15】生体光計測装置と、この生体光計測装置とは異なる別の生体計測装置を併設した装置に被検体の撮像機能を有する計測装置の装置構成図。

【図16】指運動機能計測装置の構成。

【図17】指運動機能計測装置の生体への装着方法。

【図18】指運動波形（1）。

【図19】指運動波形（2）。

【図20】T1とT2の時間変化。

【図21】図15に示した計測装置の画面構成。

【図22】映像データの保存フォルダ。

【符号の説明】

【0040】

40

1 - 1 : 計測データのタイムコース、1 - 2 : 映像画面、1 - 3 : レスト期間を示すバー、1 - 4 : タスク期間を示すバー、1 - 5 : 1 - 2 に示した各映像の表示時刻、1 - 6 - 1 : タスク期間およびレスト期間表示バー、1 - 6 - 2 : タスク期間、1 - 6 - 3 : レスト期間、1 - 7 : 時刻の同期性を示す線、1 - 8 : チェックボックス、1 - 9 : 1 - 8 のチェックボックスを選択した時刻の同期性を示す線、1 - 10 : 時刻表示ボックス、1 - 11 : 各サンプリング点における検出光強度の時系列変化

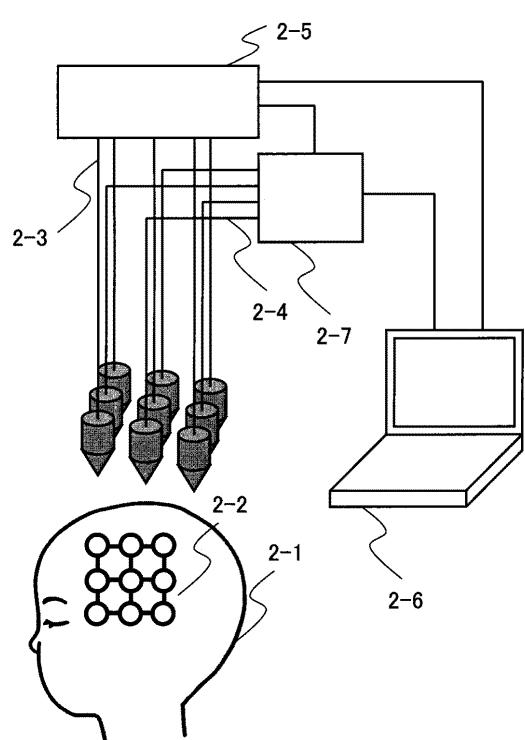
2 - 1 : 被検体、2 - 2 : ヘルメット、2 - 3 : 照射用光ファイバ、2 - 4 : 検出用光ファイバ、2 - 5 : 光源アレー、2 - 6 : 電子計算機、2 - 7 : 検出器アレー、3 - 1 : 光源、3 - 2 : 光源、3 - 3 : 照射用光ファイバ、3 - 4 : 検出用光ファイバ、3 - 5 : 頭

50

蓋骨、3-6：大脳皮質、3-7：照射用光ファイバ - 検出用光ファイバ対を伝播した光の経路、3-8：検出器、3-9：ロック・イン・アンプリファイヤー、4-1：サンプリング点、8-1：筐体、8-2：照射用光ファイバと検出用光ファイバを纏めたファイバーアレー、8-3：被検体、8-4：ヘルメット、8-5：電子計算機、8-6：プリンター、8-7：プリンターを支える支柱、8-8：キャスター、9-1：VTRカメラ、10-1：計測結果を示すタイムコース、10-2：被検体の挙動を撮影した映像、10-3：10-1中の棒、1-1：タイムコース、1-2：複数の映像画面、1-3：レスト期間、1-4：タスク期間、1-5：矢印、1-6：タスク期間、レスト期間表示バー、1-7：線、1-8：チェックボックス、1-9：時刻の同期性を示す線、12-1：タイムコース、12-2：閾値設定部、12-3：ノイズ発生箇所、12-4：映像非表示エリア、13-1：トポグラフィ画像、14-1：トポグラフィ画像、14-2：チェックボックス、15-1：生体光計測装置、15-2：指運動機能計測装置、15-3：ヘルメット、15-4：被検体、15-5：光ファイバアレー、15-6：センサー、15-7：ビデオ撮影装置、16-1：交流発生回路、16-2：電流発生用アンプ回路、16-3：発信用コイル、16-4：生体に装着された受信用コイル、16-5：プリアンプ回路、16-6：検波回路、16-7：位相調整回路、16-8：参照信号、16-9：低域通過型フィルター（Low-Pass filter）回路、16-10：アンプ回路、16-11：出力、16-12：コンピューター、17-1：発信用コイル、17-2：受信用コイル、17-3：コイル装着部材、17-4：バンド、18-1：相対距離Dに変換したデータの波形、18-2：18-1の速度波形、19-1：波形、19-2：18-1の速度波形、20-1：T1の時間変化、20-2：T2の時間変化、21-1：光を用いて計測した結果を示すタイムコース、21-2：図15に示した指運動機能計測装置から得た指運動波形、21-3：被検体の撮像結果、21-4：タスクとレスト期間および表示時刻の関係を示す線。
10
20

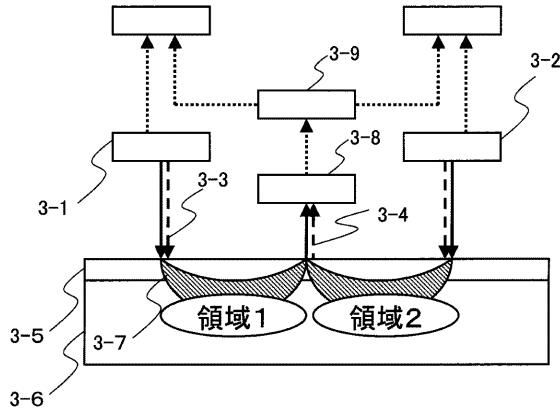
【図2】

図2

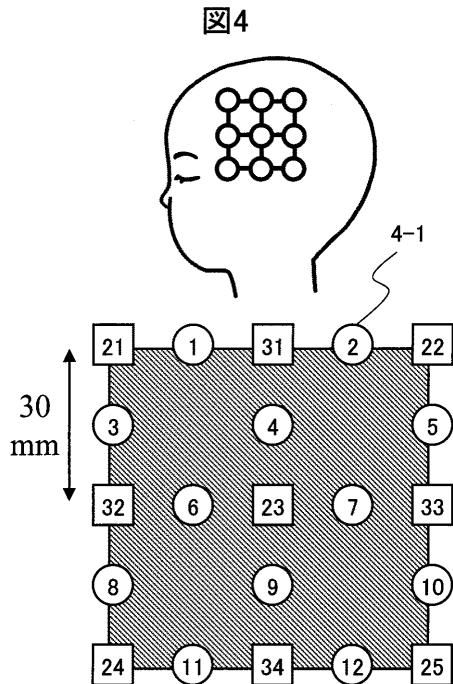


【図3】

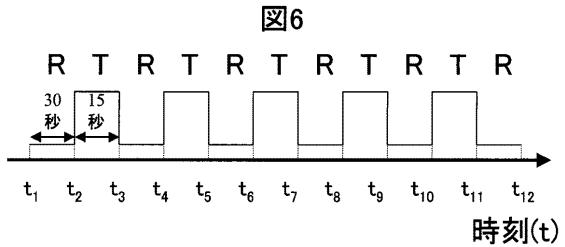
図3



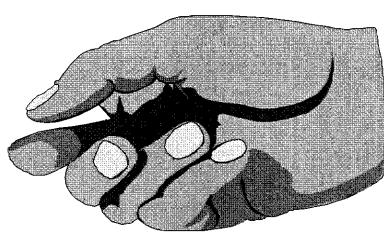
【図4】



【図6】

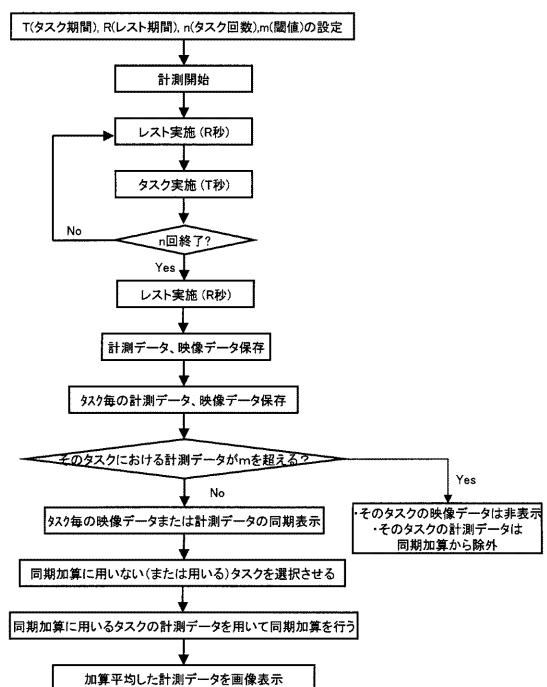


【図7】



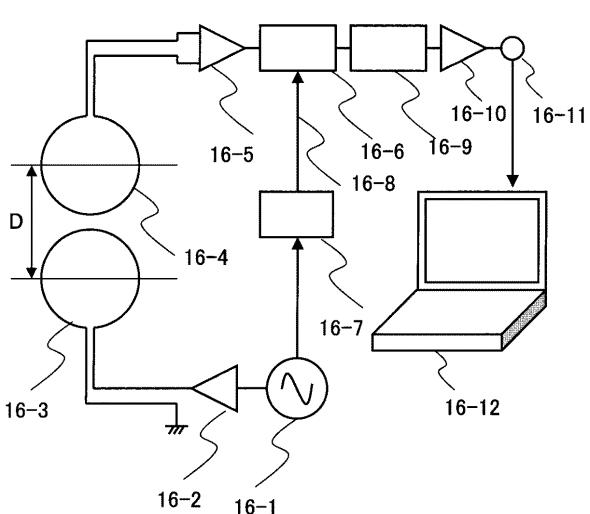
【図11】

図11

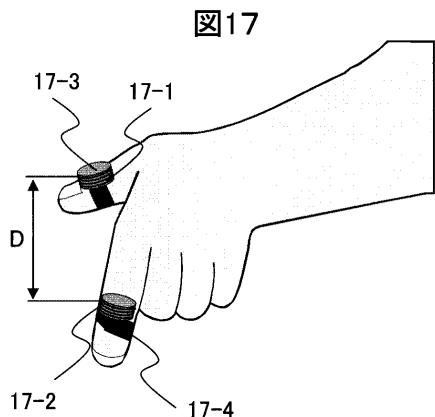


【図16】

図16

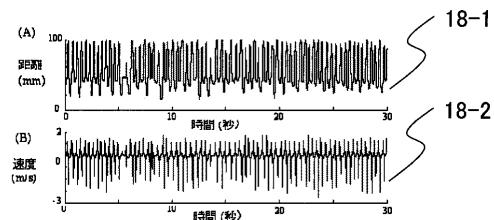


【図17】



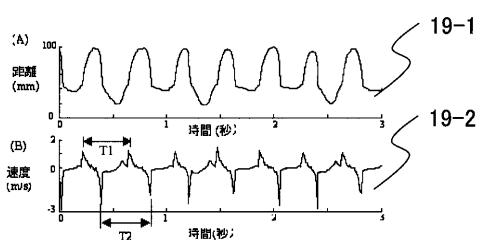
【図18】

図18



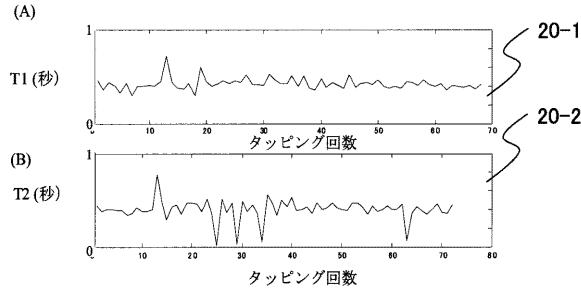
【図19】

図19



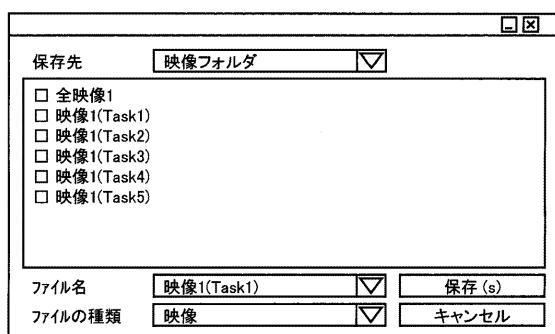
【図20】

図20



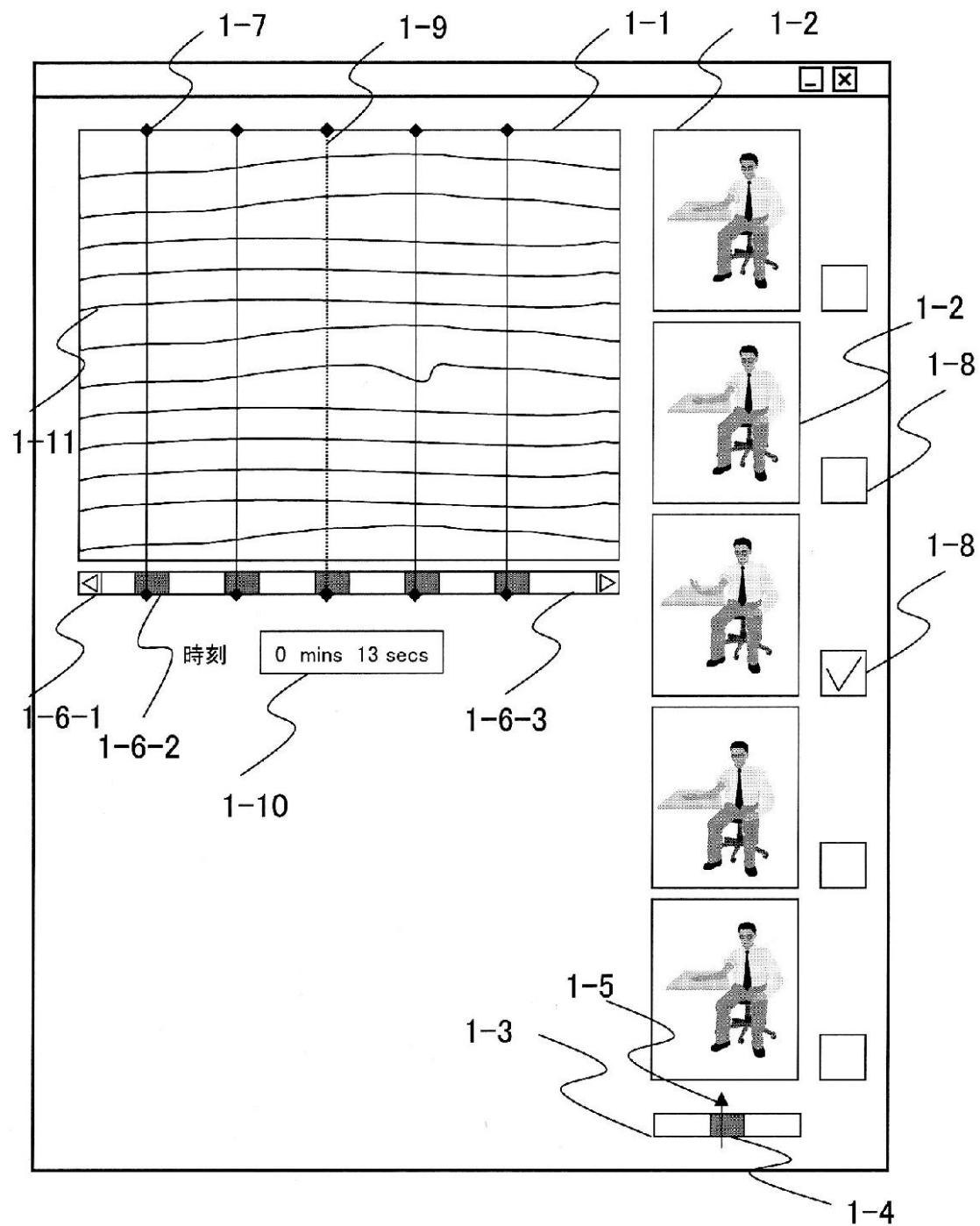
【図22】

図22



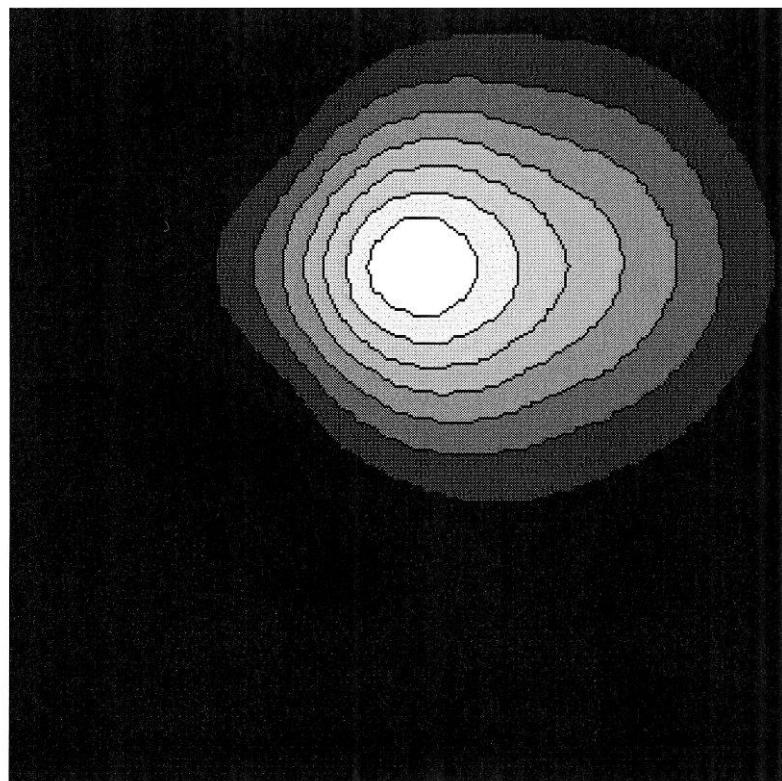
【図1】

図1

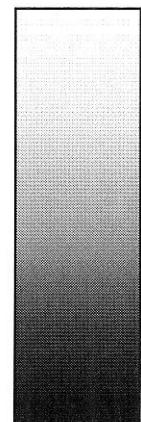


【図5】

図5



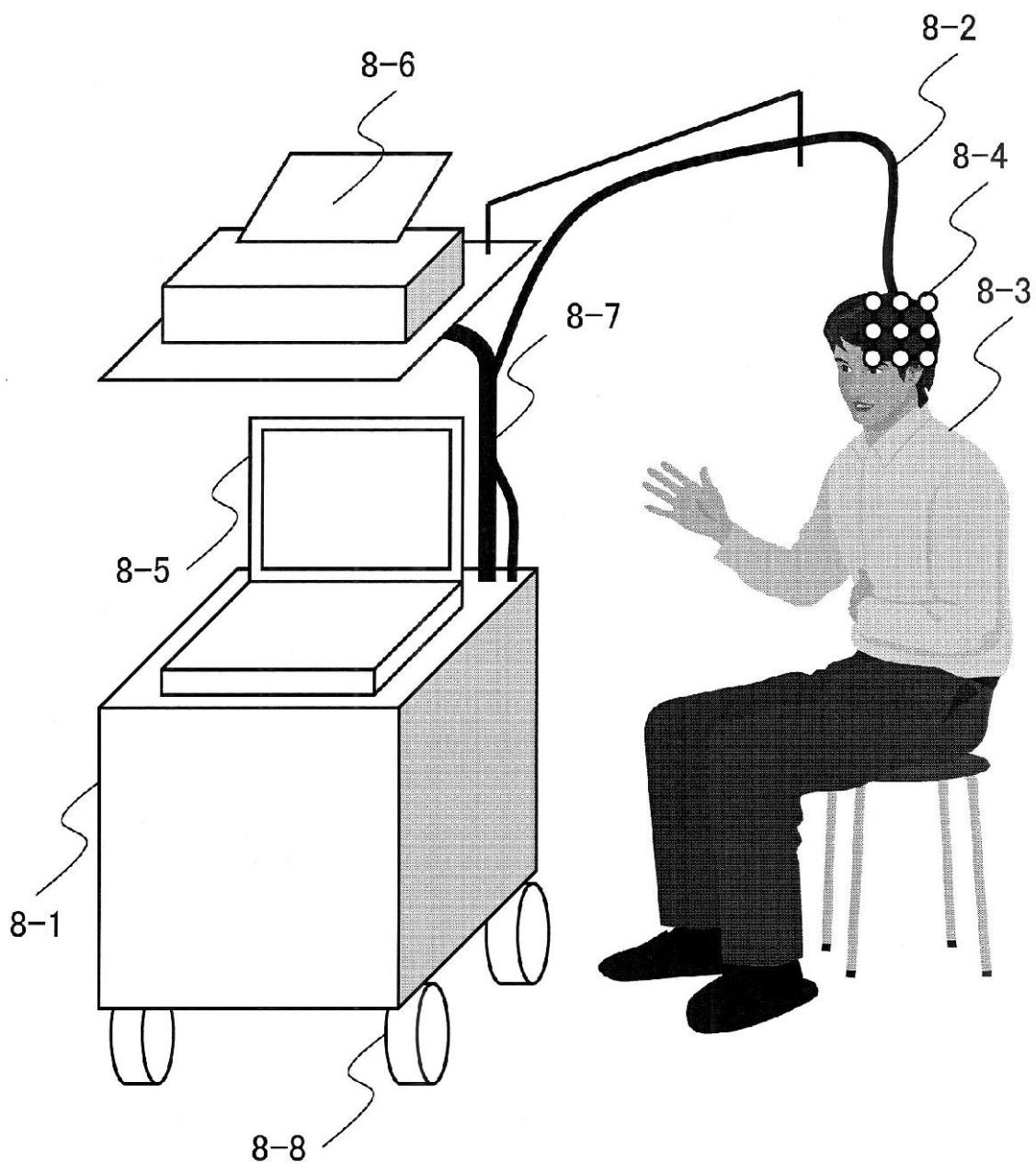
血液量
増加



減少

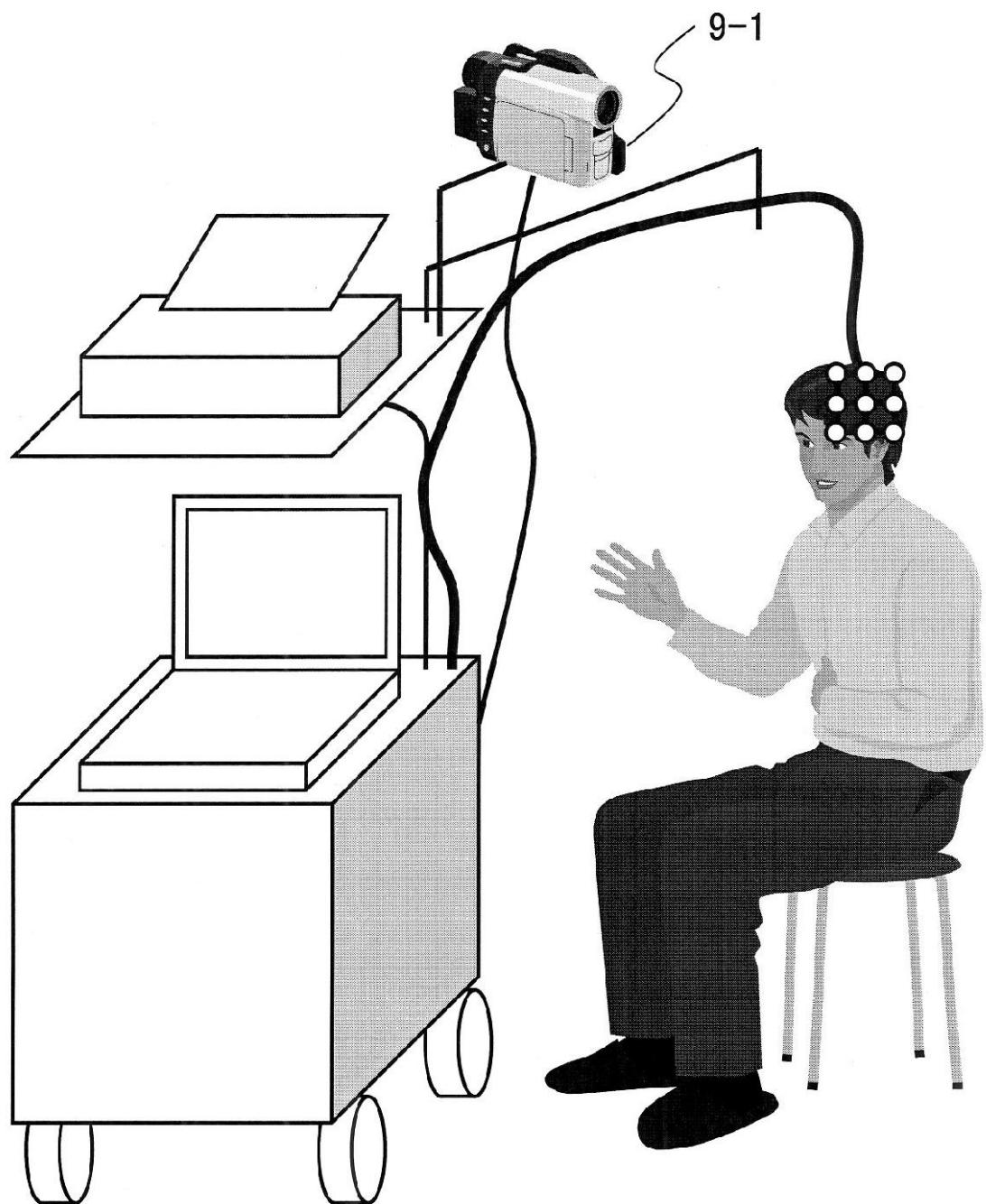
【図8】

図8



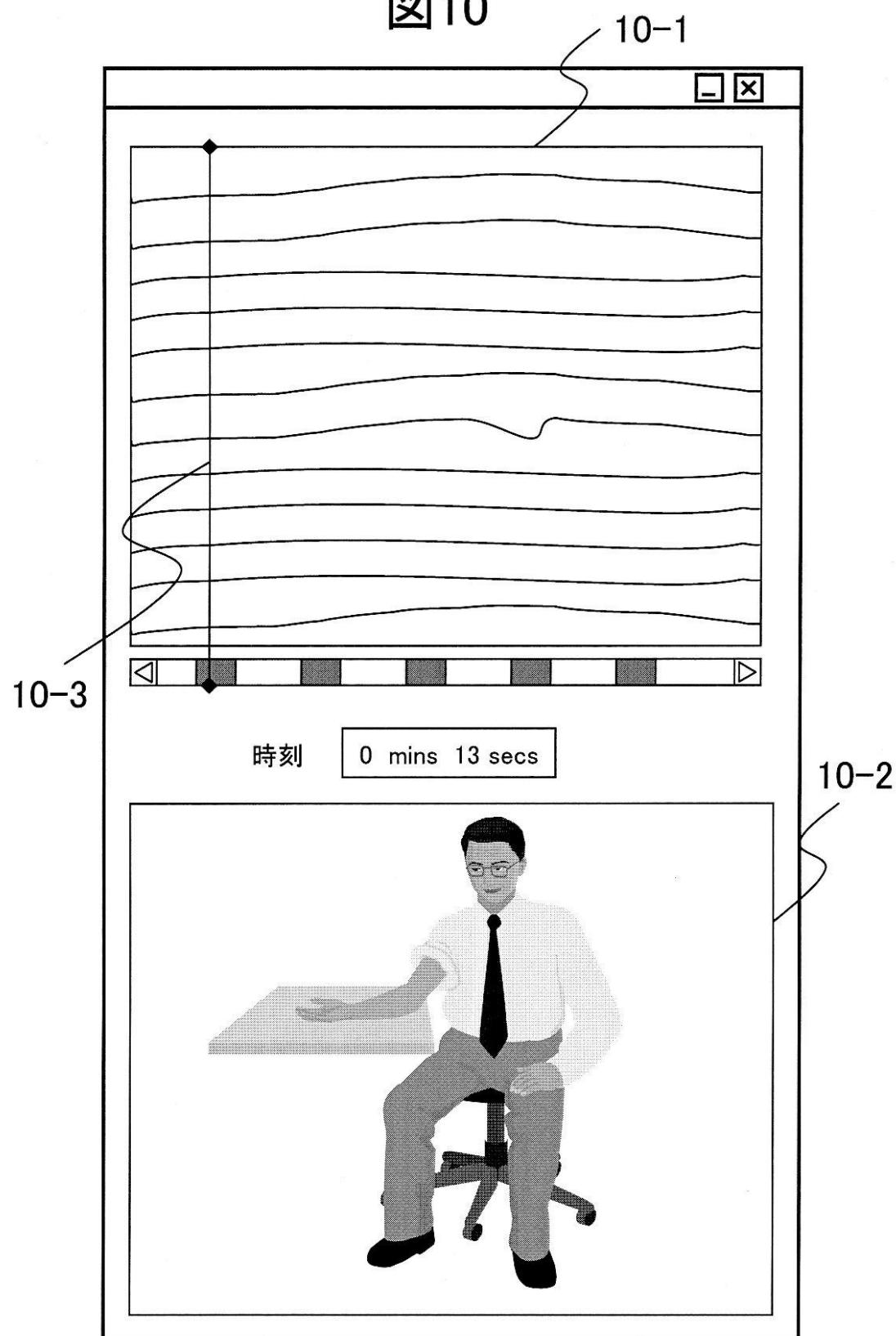
【図9】

図9



【図10】

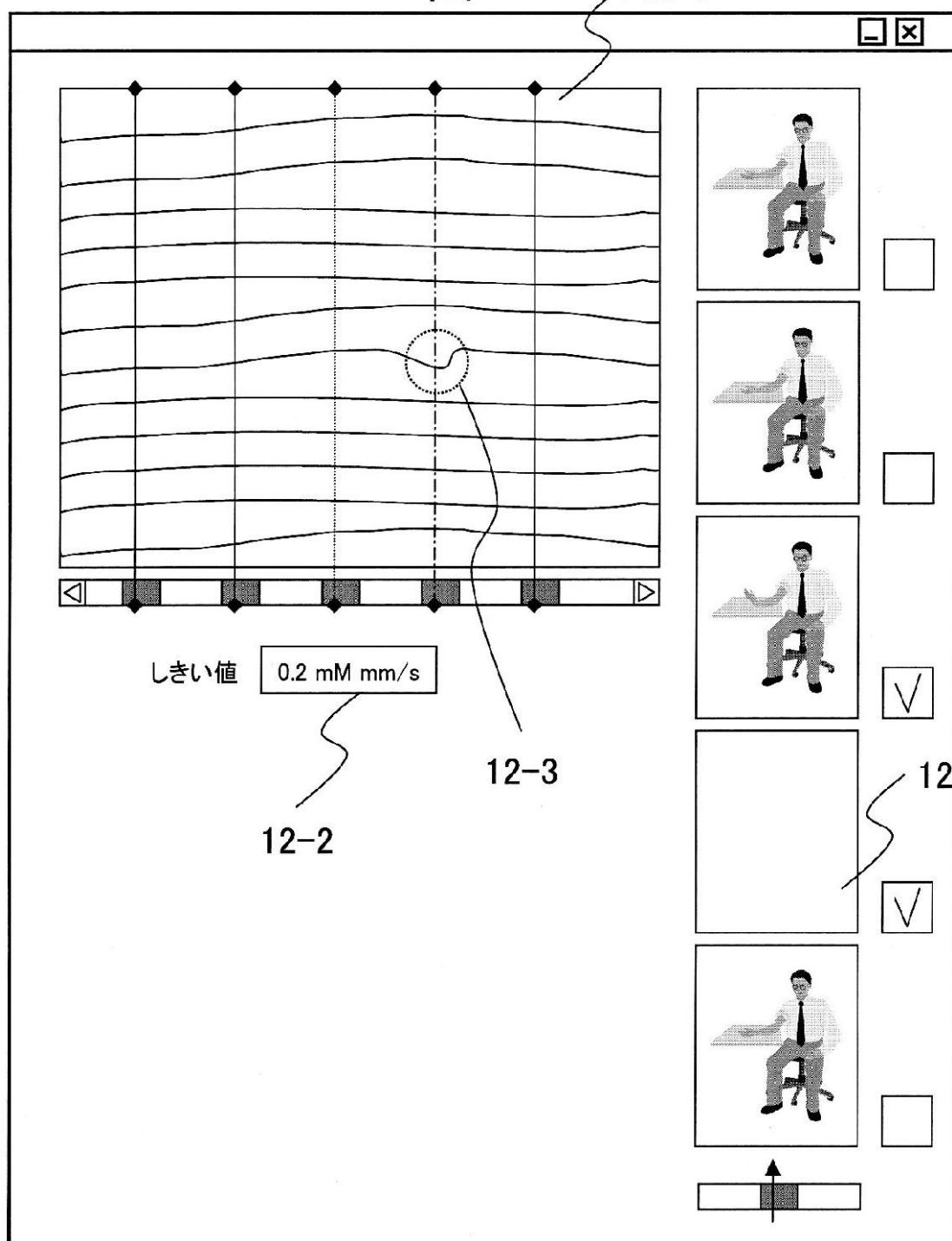
図10



【図12】

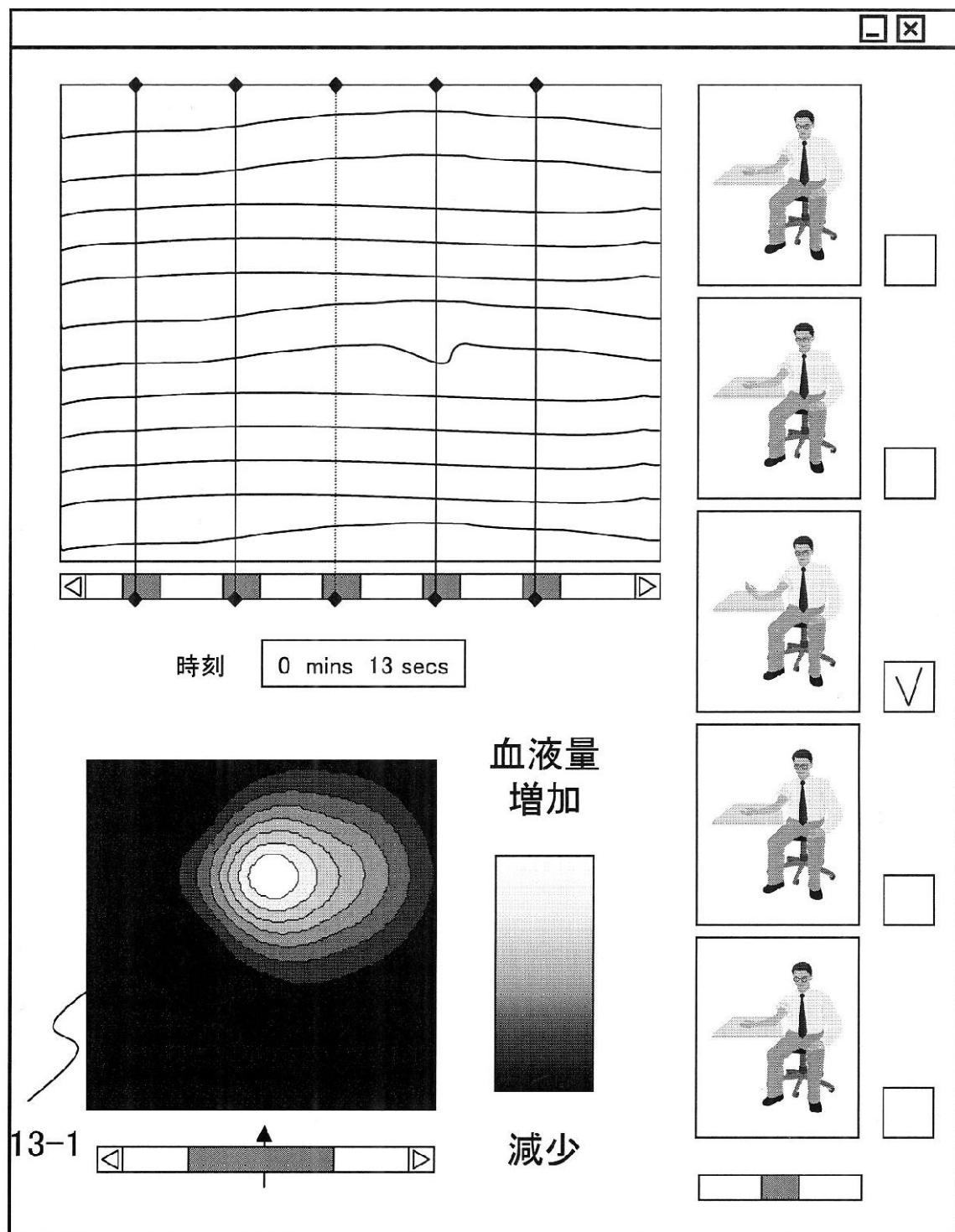
図12

12-1



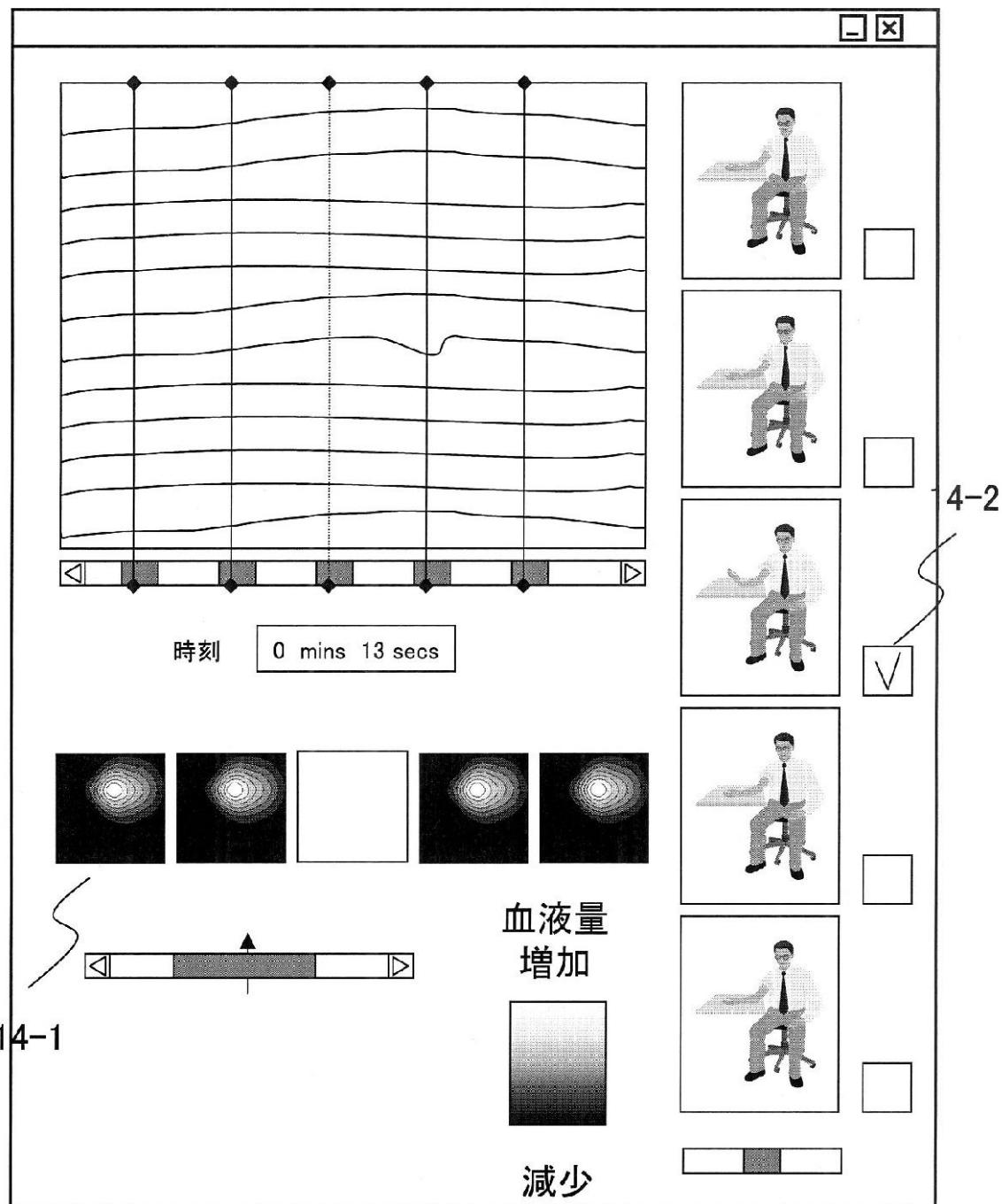
【図13】

図13



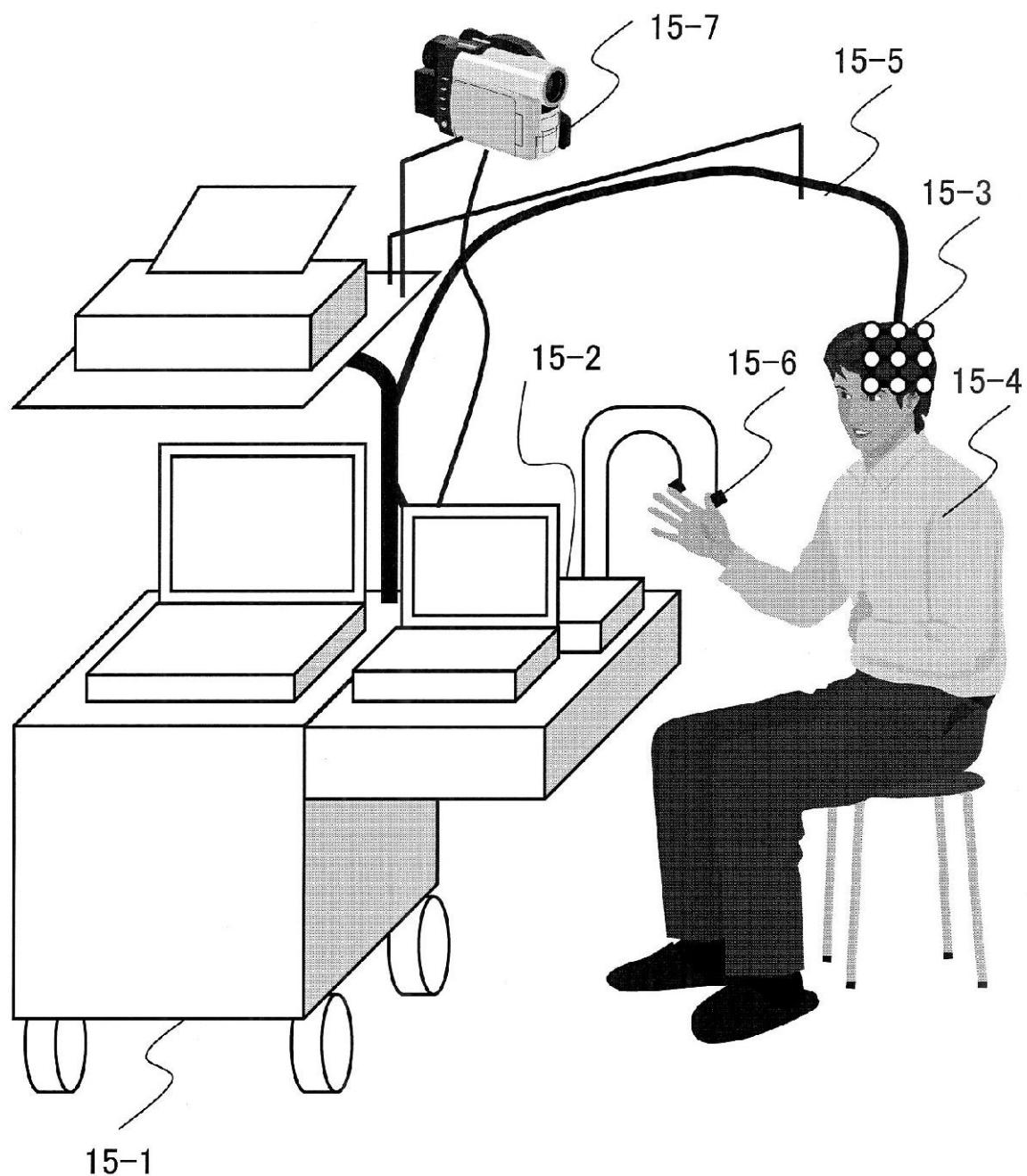
【図14】

図14



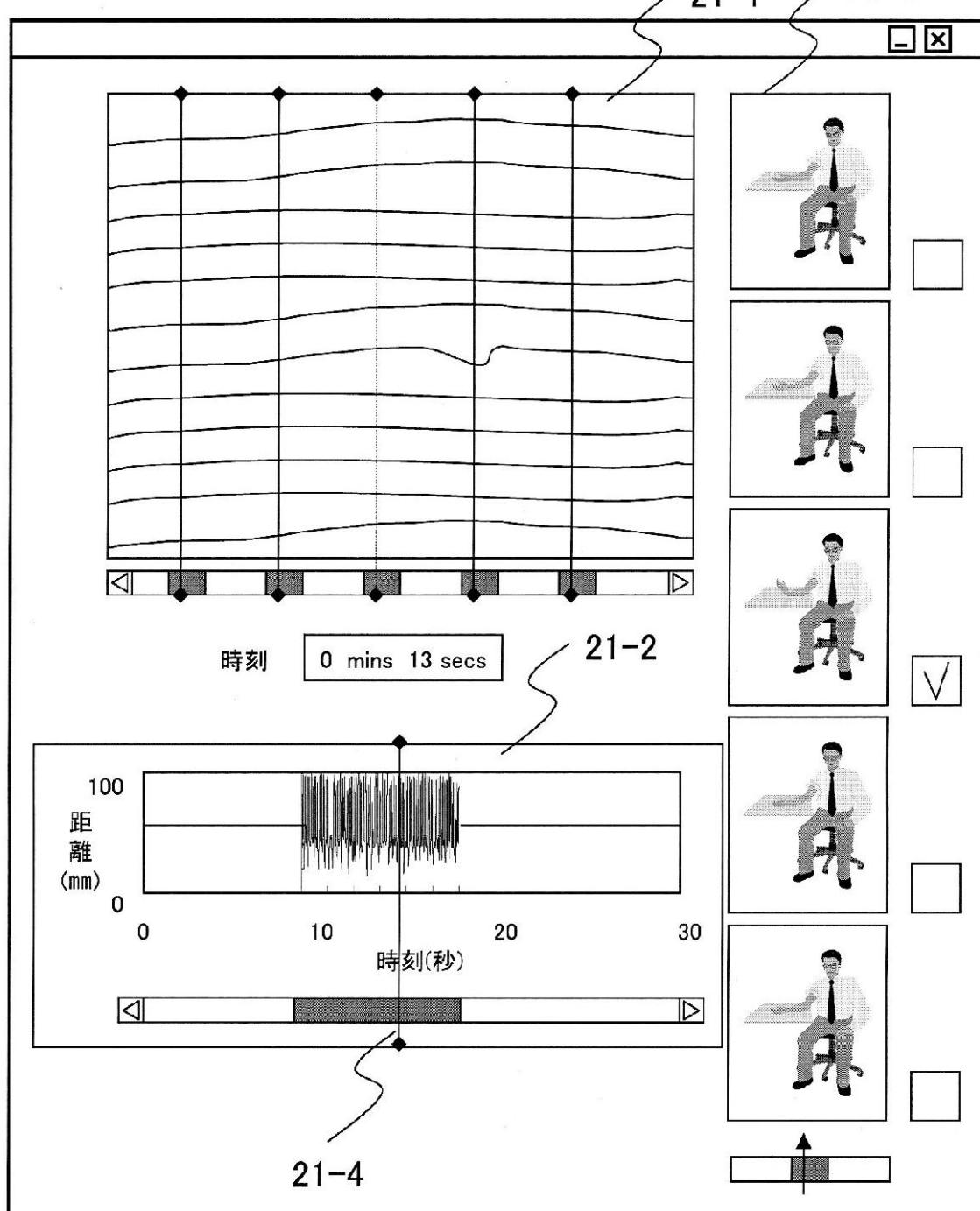
【図15】

図15



【図21】

図21



フロントページの続き

F ターム(参考) 2G059 AA05 AA06 BB12 CC16 FF01 FF04 GG10 JJ17 KK04 MM01
MM03 MM05 MM10 PP04
4C038 KK01 KL05 KL07 KM01 KX02