

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4490303号
(P4490303)

(45) 発行日 平成22年6月23日(2010.6.23)

(24) 登録日 平成22年4月9日(2010.4.9)

(51) Int.Cl.

A61B 10/00
GO1N 21/17

F 1

A61B 10/00
GO1N 21/17E
625

請求項の数 5 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2005-36372 (P2005-36372)
 (22) 出願日 平成17年2月14日 (2005.2.14)
 (65) 公開番号 特開2006-218196 (P2006-218196A)
 (43) 公開日 平成18年8月24日 (2006.8.24)
 審査請求日 平成19年4月17日 (2007.4.17)

(73) 特許権者 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 (72) 発明者 高草 保夫
 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内

審査官 宮川 哲伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】生体光計測装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に光を照射する複数の光照射プローブと、上記被検体から戻る光を検出する複数の光検出プローブとを有し、上記被検体に装着される装着部、

上記光検出プローブでの検出光量を計測する制御部、及び

上記制御部による計測結果を表示する表示部

を備え、

上記制御部は、上記装着部上で間隔が既知の第1及び第2の点間で上記被検体に対して光を照射・検出したときの検出光量と、上記被検体上の特徴点と上記第1の点との間で上記被検体に対して光を照射・検出したときの検出光量との差から、上記第1の点と上記特徴点との間の距離を測定し、上記特徴点に対する計測部位の位置を上記表示部に表示させることを特徴とする生体光計測装置。

【請求項 2】

上記装着部は、上記光照射プローブ及び上記光検出プローブが取り付けられるプローブホルダをさらに有し、上記プローブホルダの上記光照射プローブ及び上記光検出プローブ間には、開口部が設けられてい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】

上記制御部は、計測結果を示す濃淡画像上に上記特徴点を示すマーカを重ねて、上記表示部に表示させることを特徴とする請求項1又は請求項2に記載の生体光計測装置。

【請求項 4】

10

上記制御部は、計測位置に応じて選択された全体形状と、使用する上記プローブホルダの形状に応じて選択された該プローブホルダ形状とを組み合わせてなるボディマークを、上記表示部に表示させ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】

プローブホルダと、上記プローブホルダに取り付けられ被検体に光を照射する複数の光照射プローブと、上記プローブホルダに取り付けられ上記被検体から戻る光を検出する複数の光検出プローブとを有し、上記被検体に装着される装着部、

上記光検出プローブでの検出光量を計測する制御部、及び

上記制御部による計測結果を表示する表示部

を備え、

10

上記プローブホルダには、目盛が付されており、

上記制御部は、上記被検体上の特徴点に対応する上記目盛の値を入力することにより、上記特徴点に対する計測部位の位置を上記表示部に表示させることを特徴とする生体光計測装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、光を用いて生体内部情報を計測する生体光計測装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

20

一般に、生体光計測装置では、被検体の頭皮上に入射させた近赤外光が約3cm離れた位置で検出される。そして、この検出光の強度に基づいて、頭表から20mmより浅い大脳表面を含む複数部位の血液量の変化が、2次元的な濃淡画像(トポグラフ)として表示画面に表示される。

【0003】

このような生体光計測装置においては、脳の機能的局在性の考えに基づく診断装置としての実用価値を向上させるため、計測結果を示す濃淡画像が脳表面の構造(脳回gyrusや脳溝sulcus)とどのような位置関係にあるのかを示すことが求められている。これに対して、従来、MRIやX線CT装置により得た脳の3次元(3D)像の上に、生体光計測装置による濃淡画像を表示する機能を持つ生体光計測装置が提案されている(例えば、特許文献1参照)。

30

【0004】

【特許文献1】特開2003-88528号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかし、上記のような従来の生体光計測装置は、計測結果と脳表面の構造との位置関係を示すために、別のモダリティのデータを使用する必要があり、多くの手間がかかってしまう。即ち、従来の生体光計測装置自体には、計測部位と脳表面の構造との位置関係を測定する機能はなかった。また、簡便な方法として、頭の外観図の上にプローブホルダの取付位置を重ねて表示した図(いわゆる「ボディマーク」)を、表示データに添えて表示することも行われているが、あくまで目安に過ぎず、脳表面の構造との位置関係を正確に表示するものではなかった。

40

【0006】

この発明は、上記のような課題を解決するためになされたものであり、被検体における計測部位の位置をより正確に測定することができる生体光計測装置を得ることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

この発明に係る生体光計測装置は、被検体に光を照射する複数の光照射プローブと、被

50

検体から戻る光を検出する複数の光検出プローブとを有し、被検体に装着される装着部、光検出プローブでの検出光量を計測する制御部、及び制御部による計測結果を表示する表示部を備え、制御部は、装着部上で間隔が既知の第1及び第2の点間で被検体に対して光を照射・検出したときの検出光量と、被検体上の特徴点と第1の点との間で被検体に対して光を照射・検出したときの検出光量との変化から、第1の点と特徴点との間の距離を測定し、特徴点に対する計測部位の位置を表示部に表示させる。

また、この発明に係る生体光計測装置は、プローブホルダと、プローブホルダに取り付けられ被検体に光を照射する複数の光照射プローブと、プローブホルダに取り付けられ被検体から戻る光を検出する複数の光検出プローブとを有し、被検体に装着される装着部、光検出プローブでの検出光量を計測する制御部、及び制御部による計測結果を表示する表示部を備え、プローブホルダには、目盛が付されており、制御部は、被検体上の特徴点に対応する目盛の値を入力することにより、特徴点に対する計測部位の位置を表示部に表示させる。

【発明の効果】

【0008】

この発明の生体光計測装置は、装着部上で間隔が既知の第1及び第2の点間で被検体に対して光を照射・検出したときの検出光量と、被検体上の特徴点と第1の点との間で被検体に対して光を照射・検出したときの検出光量との変化から、第1の点と特徴点との間の距離を測定し、特徴点に対する計測部位の位置を表示部に表示させる制御部を用いたので、被検体における計測部位の位置をより正確に測定することができる。

また、プローブホルダに目盛を付し、被検体上の特徴点に対する目盛の値を制御部に入力することにより、特徴点に対する計測部位の位置を表示部に表示させるようにしたので、被検体における計測部位の位置をより正確に測定することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

以下、この発明を実施するための最良の形態について、図面を参照して説明する。

実施の形態1。

図1はこの発明の実施の形態1による生体光計測装置の要部を示す斜視図である。生体光計測装置は、計測装置本体と、被検体に装着される装着部7と、計測装置本体と装着部7との間に接続された光ファイバ群8とを有している。

【0010】

装着部7は、プローブホルダ1と、プローブホルダ1に取り付けられた複数の光照射プローブ2及び複数の光検出プローブ3と、プローブホルダ1を被検体の頭部に固定するための複数のベルト4とを有している。図1では、光照射プローブ2を白で、光検出プローブ3を黒で示している。プローブホルダ1は、頭部の表面形状に合わせた曲面形状を有している。

【0011】

光ファイバ群8は、光照射プローブ2に接続された複数本の照射用光ファイバ5と、光検出プローブ3に接続された複数本の検出用光ファイバ6とを有している。

【0012】

図2は図1のプローブ2、3のプローブホルダ1への平面的な配置状態を示す説明図である。この例では、光照射プローブ2は、第1～第5の光照射プローブ2a～2eを含んでいる。また、光検出プローブ3は、第1～第4の光検出プローブ3a～3dを含んでいる。光照射プローブ2a～2e及び光検出プローブ3a～3dは、予め定められた間隔をあいてマトリクス状に配置されている。また、光照射プローブ2a～2eと光検出プローブ3a～3dとは、交互に配置されている。

【0013】

この例では、プローブ2、3の12対の組み合わせについて、12チャンネルのロックインアンプで光透過量を計測する。12対の組み合わせとは、プローブ2a、3a、プローブ2a、3b、プローブ2b、3a、プローブ2b、3c、プローブ2c、3a、プロ

10

20

30

40

50

ープ 2 c , 3 b 、プローブ 2 c , 3 c 、プローブ 2 c , 3 d 、プローブ 2 d , 3 b 、プローブ 2 d , 3 d 、プローブ 2 e , 3 c 、及びプローブ 2 e , 3 d である。また、複数の波長を使用するときには波長毎に光透過量を計測するので、2 波長であれば合計 2 4 チャンネルが用いられる。

【 0 0 1 4 】

図 3 は図 1 の生体光計測装置の計測装置本体を示すプロック図である。計測装置本体 1 1 は、光源部 1 2 、受光部 1 3 、制御部 1 4 及び表示部 1 5 を有している。光源部 1 2 は、光照射プローブ 2 に送る光を発生する。受光部 1 3 は、光検出プローブ 3 から送られた光を受光し電気信号に変換する。制御部 1 4 は、光源部 1 2 、受光部 1 3 及び表示部 1 5 を制御する。また、制御部 1 4 は、受光部 1 3 からの信号に基づいて生体内部情報を計測し計測結果を表示部 1 5 に表示させる。

【 0 0 1 5 】

制御部 1 4 は、コンピュータにより構成されている。制御部 1 4 の動作モードには、被検体の頭部における計測部位の位置を測定するための位置測定モードと、生体内部情報を計測するための通常計測モードとが含まれている。

【 0 0 1 6 】

次に、頭部における計測部位の位置を測定する方法について説明する。

生体光計測装置では、プローブ 2 , 3 の位置が固定されており、光照射プローブ 2 と光検出プローブ 3 との間の距離は一定である。このため、透過光量の変化は、主にプローブ 2 , 3 間の透光媒体物質の光吸収率の変化に依存する。即ち、検出される光の強度は照射される近赤外光を主に吸収する血色素（ヘモグロビン）濃度変化に依存する。従って、通常の計測では、プローブ 2 , 3 の位置を固定し、局所血液量の変化を求めている。

【 0 0 1 7 】

これに対し、位置測定では、生体内部情報の計測とは逆に、光が透過する媒体物質の光吸収率を一定とみなし、プローブ 2 , 3 間の距離を変えたときの透過光量変化から、頭部表面の特徴点からのプローブ 2 , 3 の位置を求める。

【 0 0 1 8 】

図 4 は媒体物質の光吸収率を一定としたときの図 1 のプローブ 2 , 3 間の距離と光透過量との関係を示すグラフである。図 4 に示すように、距離 x が大きくなると、光透過量（検出光量）は減少する。プローブ 2 , 3 間の標準の間隔を x_0 （例えば 30 mm）とし、距離 x が変化したときの光量の変化 $F = F(x) - F(x_0)$ を計測すれば、距離 x の変化量 Δx を知ることができる。即ち、既知の微分値 (dF/dx) を用いて、 $\Delta x = F/(dF/dx)$ （一次近似値）に近い値になる。

【 0 0 1 9 】

$F(x)$ は計測の条件によってさまざまに変化するが、 (dF/dx) は光の通る媒体（生体組織）の性質に依存し、被検体間でほぼ共通であるので、予め計測した (dF/dx) のデータを用いることにより、1 次近似値が得られる。

【 0 0 2 0 】

このように、 Δx が求められることから、1 個の光照射プローブ 2 を可動とし、光照射プローブ 2 の移動に伴う 2 個（3 個以上でもよい）の光検出プローブ 3 での検出光量変化を求めれば、移動後の光照射プローブ 2 の位置と 2 個の光検出プローブ 3 との間の距離が求められる。そして、移動後の光照射プローブ 2 の位置として頭部表面の特徴点を選択すれば、その特徴点と光検出プローブ 3 との位置関係を把握することができる。

【 0 0 2 1 】

特徴点としては、脳の構造との関連に代わるものとして、頭皮上の特徴部位、例えば眼（眼窩）、耳孔、正中線や OM ライン上の点を選択することができる。また、頭骨計測に使われる各種の計測点又は線（nasion：鼻根点、inion：外後頭隆起点、bregma：冠状縫合矢状縫合交点）等を特徴点として選択することもできる。

【 0 0 2 2 】

図 5 は図 1 の生体光計測装置による位置測定方法を示す説明図である。位置測定を行う

10

20

30

40

50

場合、装着部7を被検体の頭部に装着した後、制御部14の動作モードを位置測定モードに切り換える。そして、まず、初期検出光量の測定を行う。即ち、例えば第1の光照射プローブ2aから光を照射させ、第1及び第2の光検出プローブ3a, 3bによる検出光量を制御部14により測定させる。上述したように、初期検出光量は、その都度測定せず、常に同じ値を近似値として用いてもよい。

【0023】

次に、第1の光照射プローブ2aを第1の特徴点P1に移動させる。そして、移動後検出光量の測定を行う。即ち、特徴点P1において、第1の光照射プローブ2aから光を照射させ、第1及び第2の光検出プローブ3a, 3bによる検出光量を制御部14により測定させる。ここで、検出光量の絶対値を確保するため、特徴点にできるだけ近いプローブ2, 3の組み合わせを選択して測定するのが好適である。勿論、初期位置と特徴点P1における第1の光照射プローブ2aからの照射光の照射条件（強度等）は同じである。

10

【0024】

この後、制御部14では、第1の光検出プローブ3aにおける検出光量の差Fが求められ、Fから距離の変化量xが求められ、さらには第1の光検出プローブ3aから特徴点P1までの距離L1が求められる。同様に、制御部14により、第2の光検出プローブ3bから特徴点P1までの距離L2が求められる。即ち、制御部14では、装着部7上で間隔が既知の第1及び第2の点間で被検体に対して光を照射・検出したときの検出光量と、被検体上の特徴点と第1の点との間で被検体に対して光を照射・検出したときの検出光量との変化から、第1の点と特徴点との間の距離が測定される。

20

【0025】

そして、第1の光検出プローブ3aを中心とする半径L1の円と、第2の光検出プローブ3bを中心とする半径L2の円との2つの交点のうちの1つを選択することにより、第1及び第2の光検出プローブ3a, 3bに対する特徴点P1の位置が求められる。

【0026】

次に、例えば第4の光照射プローブ2dを第1の特徴点P1とは異なる第2の特徴点P2に移動させ、第2及び第4の光検出プローブ3b, 3dに対する特徴点P2の位置を求める。特徴点P1, P2の少なくともいずれか1点が頭皮上の絶対的な点であれば、特徴点P1, P2と光検出プローブ3との位置関係を求めることで、頭部における計測部位の絶対的な位置を求めることができる。また、特徴点P1, P2が例えば正中線上の点であるとすれば、正中線は図5の破線のように描くことができ、正中線に対するプローブ2, 3の位置関係を把握することができる。

30

【0027】

ここで、上記のような位置測定は、媒体物質の光透過率が一定であると仮定したときに成立する。これに対し、大脳表面の血液量は位置測定中にも変化すると考えられるため、媒体物質の光透過率も完全には一定ではないと考えられるが、光透過率の変化による検出光量の変化量は、距離変動による検出光量の変化量に比べれば無視できる程度である。逆に言えば、光透過率の変化を精度良く計測するためには、プローブ2, 3の位置をしっかりと固定する必要がある。

【0028】

40

図6は図1のプローブ2, 3間の距離と検出光量の対数との関係を示すグラフである。生体光計測装置では、プローブ2, 3間の媒体物質の直線距離は $x_0 = 30\text{ mm}$ である。光は、この中を多重散乱・吸収を受けながら、直線距離の5~6倍（5倍として $r_0 = 150\text{ mm}$ とする）の実効光路長を進み、 $1/108 \sim 1/109$ 倍に減衰する。このような光の減衰曲線は、ランパート・ベールの法則が近似的に成り立ち、図6に示すように対数スケールでほぼ直線である。

【0029】

生体内部情報の計測中に頭部で検出される検出光量の変化は1%のオーダーで、これが媒体物質、即ち大脳皮質内の血液量変化による光吸収率変化によるものである。これに等価の光量変化をもたらす実効光路長の変化は、図6に示す通り $r = (150\text{ mm})/9$

50

$\times 0.043 = 0.07\text{ mm}$ 程度となる。一方、位置測定の際には、プローブ 2, 3 は、例えば 1 ~ 10 mm 程度変位するので、光路長の変化は 5 ~ 50 mm で、光量の変化は 1 % よりもはるかに大きい。

【0030】

従って、プローブ位置を変化させながら透過光量を測る条件と、プローブ間隔を変えずに透過光量を測る条件とでは、変動のスケールが違い、後者に比べて前者は大きいため、媒体物質の光透過率（光吸収率）を一定とみなして議論することは差し支えない。即ち、光透過率の変化による検出光量の変化量は、誤差と同等レベルであると考えられる。

【0031】

また、計測部位、毛髪の有無、皮膚の色、年齢、性別、及びその他の要素によっても、
dF / dx の値は変化するが、予め行った実験で求めたデータに基づいて補正を行えば、
実用上十分な精度で位置決めを行うことができる。

10

【0032】

次に、図 7 は図 3 の表示部 15 における第 1 の表示例（マップドグラフ形式表示）を示す説明図である。表示部 15 の画面には、頭部の左右 2箇所の計測部位での計測結果が画面の左右に分けて表示されている。また、各計測部位について、12 チャンネルの計測結果が 12 個のグラフ 16 として表示されている。各グラフ 16 には、各チャネルにおける検出光量の時間変化が示されている。

【0033】

さらに、計測部位毎に、ボディマーク 17 も表示されている。さらにまた、位置測定の結果として、縦方向の破線で示す線状マーク 18a, 18b により、耳孔と頭頂とを結ぶ線、又は前頭葉と頭頂葉とを分ける中心溝と言われる脳溝の位置が表示されている。マーク 18a, 18b の位置は、各グラフ 16 の中心座標を基準点として、2 点又はそれ以上の計測から得られた位置情報を基づいて、ベストフィットとなるように決定される。線状マーク 18a, 18b は、必要のないときには表示されないように選択できる。

20

【0034】

また、図 8 は図 3 の表示部 15 における第 2 の表示例（濃淡地形図表示又はトポグラフィ画像表示）を示す説明図である。表示部 15 の画面には、頭部の左右 2箇所の計測部位での計測結果が画面の左右（2列）に分けて表示されている。各計測部位での計測結果は、血液量情報を濃淡で示す上下 3 つの濃淡画像 19 として表示されており、上から順にオキシヘモグロビン、デオキシヘモグロビン、トータルヘモグロビンに関する情報が表示されている。血液量の変化は、色相の違い（例えば、増加している部位は赤、減少している部位は青、変化のない部位は白）で示される。

30

【0035】

濃淡画像 19 内には、線状マーク 18c, 18d, 18e や点状マーク 18f, 18g が重ねて表示されている。また、マーク 18c ~ 18g の近傍には、マークの名称が添記されている。なお、S i l v i a n f i s s u r e (シルビウス裂) は、前頭葉と側頭葉とを分ける脳溝、B r o c a (プローカ野) は、言語を司ると言われる脳の部位、44 - B r o o d m a n n は、ブロードマンの 44 をそれぞれ示している。マーク 18c ~ 18g 及びその名称は、必要のないときには表示されないように選択できる。

40

【0036】

図 7 及び図 8 で示したマーク 18a ~ 18g は、位置測定により求められた特徴点の位置、又は複数の特徴点を結ぶ線、即ち頭皮上の基準点や基準線の位置を示している。

他の表示例として、正中線や耳孔 - 頭頂線を描き込んだ標準的な形状の人形の頭部の 3 次元グラフィック画像に、計測結果をその計測位置に対応して 3 次元的に貼り付けた表示を行うことも可能である。

【0037】

また、画面上の計測結果とマークとの位置関係が、被検体の頭部の計測部位と特徴点との位置関係と同様になるように、計測結果の表示は、縮小・拡大が可能であるとともに、位置・方向の調整が可能になっている。

50

【0038】

図9は図7及び図8のボディマーク17の種類を示す説明図である。ボディマーク17の全体形状は、計測位置に応じて、例えば左17a、右17b、前頭17c、後頭17d、頭頂17e等から選択することができる。また、ボディマーク17内のプローブホルダ形状は、使用するプローブホルダに応じて、例えば3×3マトリクスタイプ17f、3×5マトリクスタイプ17g、4×4マトリクスタイプ17h等から選択することができる。

【0039】

次に、計測及び解析の手順について説明する。図10は図1の生体光計測装置による計測及び解析の手順を示すフローチャートである。まず、電源をONにする(ステップS1)。次に、人体ファントムを用い、信号の送受信が正常であるかどうかを確認(試験)する(ステップS2)。信号の送受信が正常に行われることが確認されたら、被検体の頭部に装着部7を装着する(ステップS3)。即ち、プローブホルダ1を頭部に装着するとともに、プローブ2,3をプローブホルダ1に取り付ける。この後、必要に応じて、信号の送受信の確認、装置全体の状態のチェック、及び異常・不良への対応を実施する。

10

【0040】

次に、制御部14の動作モードを位置測定モードとし、被検体の頭部における計測部位(即ち、プローブ2,3の取付位置)と頭皮上の特徴点との位置関係を測定する(ステップS4)。この後、制御部14の動作モードを通常計測モードとし、生体内部情報の計測、即ち大脳表面の血液量の計測を行う(ステップS5)。位置測定と生体内部情報の計測とは、逆の手順で行うことも可能である。また、位置測定及び生体内部情報の計測に際しては、各種のパラメータが設定される。さらに、位置測定及び生体内部情報の計測の後には、ボディマーク17の設定や取得データのセーブが行われる。

20

【0041】

ボディマーク17の設定は、表示部15の画面上でポインタを操作して設定画面を表示させ、全体形状の選択やプローブホルダ形状の選択を行う。ボディマーク17内のプローブホルダの位置は、ポインタを使って計測部位に近くなるようドラッグして調整することができる。このような選択・位置調整の後、OKボタンを押すことによりボディマーク設定が確定する。ボディマーク17の設定は、データ計測の後、データをセーブする前に適宜行うことができる。

30

【0042】

上記のうち、被検体への装着部7の装着(ステップS3)から生体内部情報の計測(ステップS5)までの工程が計測に直接関わる工程であり、計測条件や被験者を変更して(ステップS6)、計測をまとめて実施する場合もある。

【0043】

生体内部情報の計測の後には、取得したデータの解析を行う(ステップS7)。そして、解析後にファイルの管理を行う(ステップS8)。ここで行うファイル管理には、例えば計測データの保存、解析データの保存、Hbファイルの保存、データの読み込み、データの削除、MO等の外部記録媒体へのデータの保存、外部記録媒体からのデータの読み込み、及びテキストデータの出力等が挙げられる。

40

【0044】

複数の計測条件や複数の被験者について計測をまとめて実施した場合、解析及びファイル管理についても、条件変更や被験者変更(ステップS9)を行いながらまとめて実施することができる。計測後にすぐに解析を行う場合には、図中破線矢印に示す流れとなる。また、新たに計測を行わず、保存された過去の計測済みデータの解析のみを行う場合は、電源をONにした後(ステップS1)、計測済みデータ解析(ステップS10)をすぐにを行い、ファイル管理(ステップS8)を行えばよい。勿論、ファイル管理(ステップS8)のみを行うことも可能である。以上のような計測・解析が終了すると、電源をOFFにし(ステップS11)、全ての作業が終了する。

【0045】

50

上記のような生体光計測装置では、被検体における計測部位の位置をより正確に測定することができる。これにより、プローブ2，3と頭皮上の特徴点との位置関係を計測データ内に反映させ、解析=診断時の情報として提供し、診断の精度を向上させることができる。即ち、別のモダリティのデータを使用することなく、プローブ2，3の位置と特徴点との関係を簡単な操作ながら十分な精度でモニタすることができ、計測結果を示す画像の読みが容易になる。また、複数の計測から得られた画像表示を比較・解析する際に、位置関係がはっきりして解析し易くなり、診断に対する信頼性が増す。

【0046】

ここで、臨床で正確な診断を行う立場からは、計測に引き続いて解析を行うのが望ましい。これは、計測時に被検者の状態について銘記したい事柄があつても、その場で書き留めるなど、積極的な行動を取らない限り、解析までに時間が空くことにより記憶が失われてしまう可能性が高いからである。しかしながら、装置が臨床に使われている状況では、多数の計測を効率的に行う要求が強く、計測と解析とを別々に、それぞれをまとめて行うのは普通のことである。

【0047】

これに対して、実施の形態1の生体光計測装置では、計測時の重要な情報の一つである計測部位の位置情報を装置内に残すことができるので、診断の精度を向上させることができる。

【0048】

実施の形態2。

20

次に、図11はこの発明の実施の形態2による生体光計測装置の装着部を示す平面図である。図において、プローブホルダ1のプローブ2，3間の部分には、複数の開口部(窓)1aが設けられている。他の構成は、実施の形態1と同様である。

【0049】

このようなプローブホルダ1を用いることにより、例えば図11の特徴点P2のように、プローブホルダ1を被せた領域の内側に位置する特徴点P2上に光照射プローブ2を移動させて位置測定を実施することができ、特徴点の選択範囲を広げ、位置測定を容易にすることができる。

【0050】

なお、上記の例では、先に生体内部情報の計測位置での検出光量を計測してから、光照射プローブを特徴点に移動させたが、逆に、先に特徴点に光照射プローブを特徴点に置いたときの検出光量を計測してもよい。

30

また、上記の例では、光照射プローブを移動させたが、光照射プローブの位置を固定して光検出プローブを移動させてもよい。

【0051】

さらに、上記の例では、生体内部情報計測用のプローブを利用して位置測定を行ったが、位置測定専用のプローブ(照射用及び検出用のいずれか一方又は両方)を追加してもよい。このような専用プローブを追加する場合、光照射プローブ及び光検出プローブの取付部とは別に、複数の専用プローブ取付部をプローブホルダに設けてもよい。

さらにまた、専用プローブを用いる場合、専用プローブと光照射プローブ及び光検出プローブとの信号の相関を計測する回路を組み込み付加してもよい。このとき、位置測定用の制御部は、生体内部情報計測用の制御部と一体に構成しても、別体で構成してもよい。

40

【0052】

また、位置測定の際の光の波長や強度は、生体内部情報の計測時と同じでなくてもよい。

さらに、位置測定に関するデータは、生体内部情報の計測データと同じ記憶装置で収集しても、別の記憶装置で収集してもよい。

さらにまた、位置関係を求める特徴点の数は、計測部の位置を特定するための最小限の数に留める必要はなく、より多くの特徴点データを追加し、診断に利用することができる。

50

【0053】**実施の形態3 .**

次に、図12はこの発明の実施の形態3による生体光計測装置の装着部を示す平面図である。図において、プローブホルダ1の表面には、直交格子状の目盛線20が付されている。

【0054】

この例では、頭皮上の特徴点に対する計測部位の位置を求める場合、特徴点と重なる目盛の座標を制御部14に入力する。これにより、制御部14は、計測結果の画像に重ねて特徴点の位置を表示部15に表示させることができる。例えば、図12の線分P1P2を特徴点とする場合、線分P1P2上にある目盛の座標、ここでは線分P1P2と交差するプローブホルダ1の2辺上の点Q1, Q2の座標(X1, Y1), (X2, Y2)を制御部14に入力すればよい。また、透明なプローブホルダ1に目盛線20を付ければ、プローブホルダ1の真下に位置する特徴点の座標も読むことができる。

10

【0055】

座標の入力は、キーボードで直接入力する方式のほか、PC画面上に点Q1, Q2を表示し、そのポインタをマウス又は矢印キーで移動させ、OKの指示で確定する間接的入力方式で行うことができる。特徴点の位置情報を含む計測データの扱いに関しては、実施の形態1と同様である。

【0056】

このような生体光計測装置によれば、被検体上の特徴点に対応する目盛の値を制御部14に入力することにより、特徴点に対する計測部位の位置が表示部15に表示され、光透過量の計測を行わずに、位置測定を容易に行うことができる。

20

【0057】

なお、目盛は、直交格子状の座標に限定されるものではなく、極座標目盛(曲線座標)などでもよい。

また、目盛は、図12のようにプローブホルダの全体に設けても、縁部のみに設けてよい。

【図面の簡単な説明】**【0058】**

【図1】この発明の実施の形態1による生体光計測装置の要部を示す斜視図である。

30

【図2】図1のプローブのプローブホルダへの平面的な配置状態を示す説明図である。

【図3】図1の生体光計測装置の計測装置本体を示すプロック図である。

【図4】媒体物質の光吸収率を一定としたときの図1のプローブ間の距離と光透過量との関係を示すグラフである。

【図5】図1の生体光計測装置による位置測定方法を示す説明図である。

【図6】図1のプローブ間の距離と検出光量の対数との関係を示すグラフである。

【図7】図3の表示部における第1の表示例を示す説明図である。

【図8】図3の表示部における第2の表示例を示す説明図である。

【図9】図7及び図8のボディマークの種類を示す説明図である。

【図10】図1の生体光計測装置による計測及び解析の手順を示すフローチャートである。

40

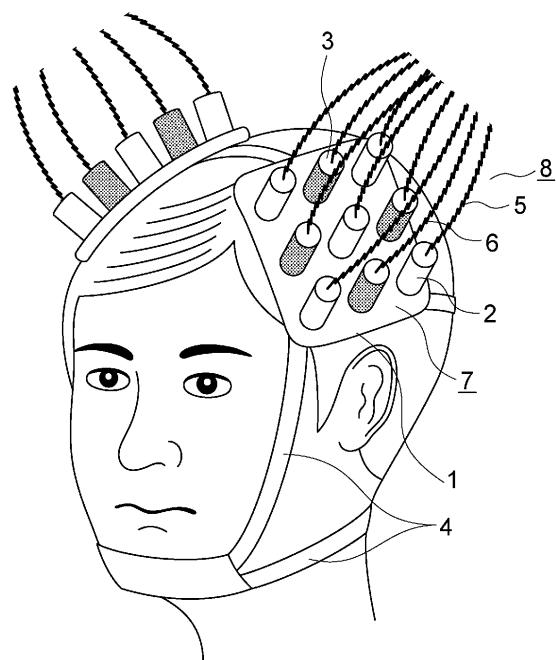
【図11】この発明の実施の形態2による生体光計測装置の装着部を示す平面図である。

【図12】この発明の実施の形態3による生体光計測装置の装着部を示す平面図である。

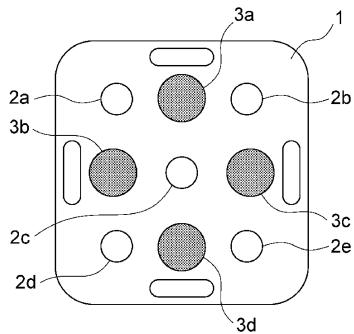
【符号の説明】**【0059】**

1 プローブホルダ、1a 開口部、2 光照射プローブ、3 光検出プローブ、7 装着部、14 制御部、15 表示部、20 目盛線。

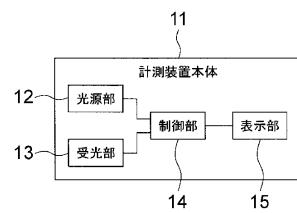
【 図 1 】



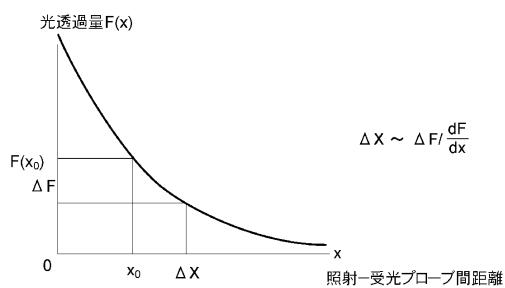
【図2】



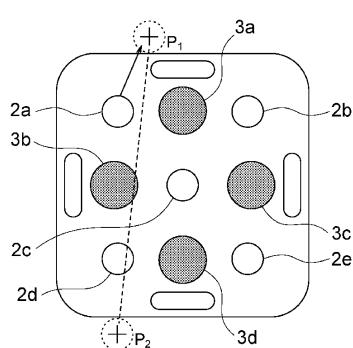
【図3】



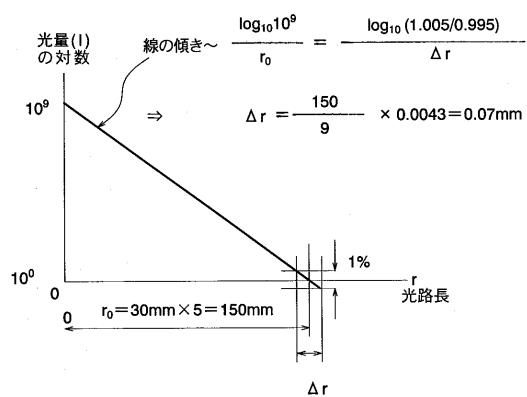
【 図 4 】



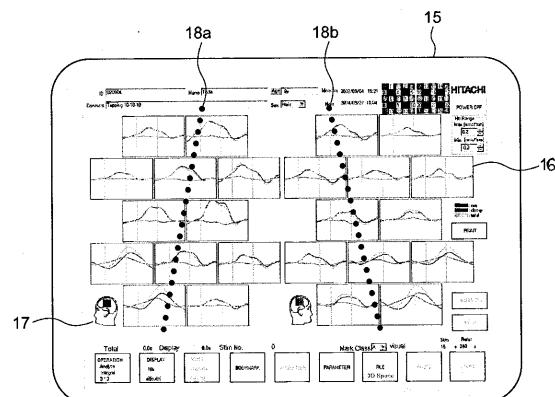
【図5】



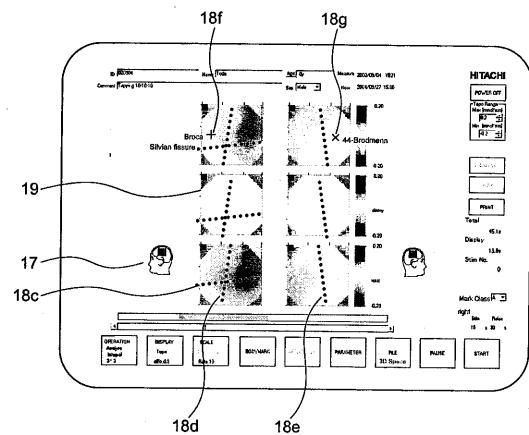
【図6】



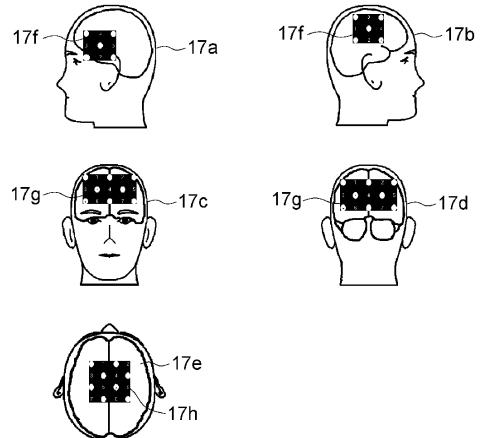
【圖 7】



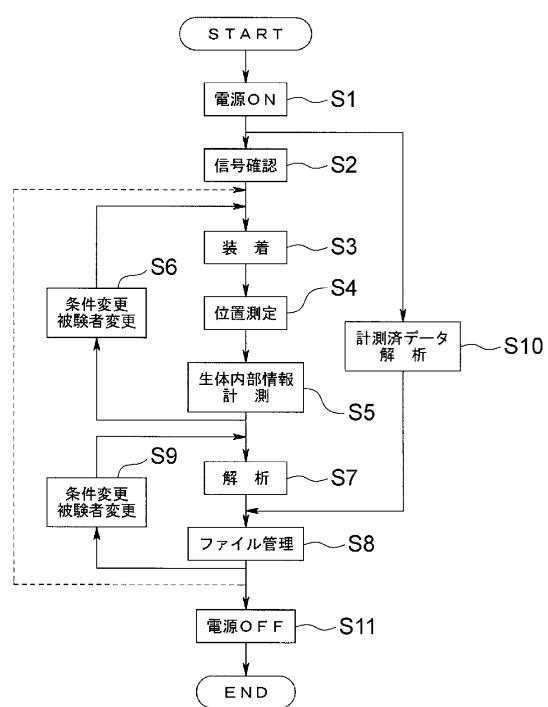
【 四 8 】



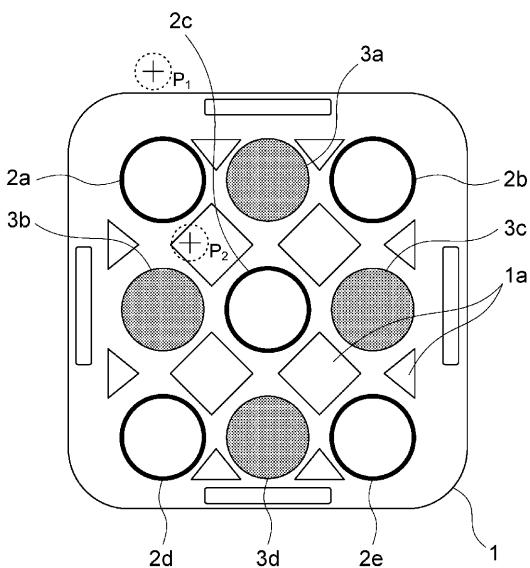
【 図 9 】



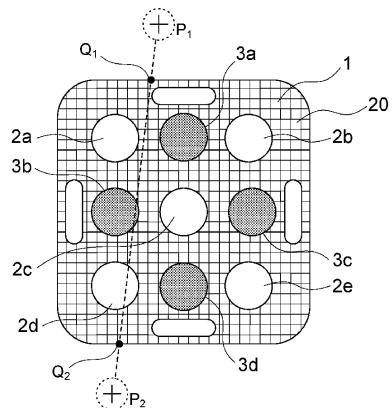
【図10】



【 図 1 1 】



【図 1 2】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2004-357899(JP,A)
特開2004-298537(JP,A)
特開2005-237618(JP,A)
特開2006-55519(JP,A)
特開2006-109964(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 10 / 00
G 01 N 21 / 17