

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4480831号
(P4480831)

(45) 発行日 平成22年6月16日(2010.6.16)

(24) 登録日 平成22年3月26日(2010.3.26)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 10/00 (2006.01)

A 6 1 B 10/00

E

A 6 1 B 5/1455 (2006.01)

A 6 1 B 5/14

3 2 2

G 0 1 N 21/17 (2006.01)

G 0 1 N 21/17

6 2 5

請求項の数 4 (全 13 頁)

(21) 出願番号

特願2000-3896 (P2000-3896)

(22) 出願日

平成12年1月12日(2000.1.12)

(65) 公開番号

特開2001-190554 (P2001-190554A)

(43) 公開日

平成13年7月17日(2001.7.17)

審査請求日

平成18年12月4日(2006.12.4)

(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 荻野 敏

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

(72) 発明者 市川 祝善

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】

照射用及び検出用光ファイバを生体の体表面に配置する計測プローブと、前記検出用光ファイバで検出された通過光から前記生体の生体通過光画像を生成する画像生成手段とを備えた生体光計測装置において、

予備計測で計測された生体通過光強度信号に基づく予備計測値と本計測で計測された生体通過光強度信号に基づく本計測値とを格納する格納手段と、

前記予備計測値の生体通過光強度信号を基準として、前記本計測値の生体通過光強度信号から計測点毎の酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量及び全ヘモグロビン濃度の相対変化量を前記本計測の進行と共に計算する演算手段とを備え、

前記画像生成手段は、それぞれの相対変化量に基づく前記生体通過光画像を生成することを特徴とする生体光計測装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の生体光計測装置において、前記格納手段は、前記計測プローブが正常に装着されている状態での予備計測値のみを記憶することを特徴とする生体光計測装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の生体光計測装置において、前記格納手段は、前記本計測の開始から所定の期間内の計測値の平均値を予備計測値として記憶することを特徴とする生体光計測装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の生体光計測装置において、前記格納手段に格納される予備計測値を更新する更新手段を備え、前記画像生成手段は、更新された予備計測値を基準として、前記生体の生体通過光画像を生成することを特徴とする生体光計測装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、生体光計測装置に関し、特に、生体通過光強度画像のリアルタイム表示を可能とする生体光計測装置に関するものである。

【0002】

10

【従来の技術】

従来の生体光計測装置は、例えば、特開平9-98972号公報（以下、「文献1」と記す）に記載されるように、異なる変調周波数の光を生成する変調半導体レーザと、この半導体レーザから出射された光を生体に誘導し異なる位置に照射する照射用光ファイバと、生体を通過した光（以下、「生体通過光」と記す）を集光しフォトダイオードに誘導する検出用光ファイバと、照射用及び検出用光ファイバの先端部分を生体の所定位置に固定する固定部材と、フォトダイオードから出力される生体通過光強度を表す電気信号（以下、「生体通過光強度信号」と記す）から波長及び照射位置に対応する反射光強度をそれぞれ分離するロックインアンプと、このロックインアンプの出力をデジタル信号に変換するA/D変換器と、A/D変換後の生体通過光強度信号から計測点毎の酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{oxy} 及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{deoxy} を計算し、この相対変化量 C_{oxy} 、 C_{deoxy} 、及び C_{oxy} と C_{deoxy} の総和としての全ヘモグロビン濃度の相対変化量を生体通過光強度画像（トポグラフィ画像）として入出力部に出力する画像生成部と、装置本体の動作指示の入力及び生体通過光強度画像を表示する入出力部とから構成されていた。

20

【0003】

この従来の生体光計測装置を用いた計測では、まず、生体に固定部材を装着し、この固定部材に配置されるプローブホルダで照射用及び検出用光ファイバを固定することによって、照射用及び検出用光ファイバを所望の位置に固定していた。次に、照射用光ファイバから生体に変調光を照射すると共に、生体内を通過した通過光強度信号を入出力部に表示させることによって、照射用及び検出用光ファイバが生体の体表面に正常に配置されているかを判定していた。この後に、本計測として、生体の安静時の生体通過光強度信号を計測し、次に生体に刺激を印加した時の生体通過光強度信号を計測して、計測点毎の酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{oxy} 及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{deoxy} を計算し、この相対変化量 C_{oxy} 、 C_{deoxy} 、及び C_{oxy} と C_{deoxy} の総和としての全ヘモグロビン濃度の相対変化量を生体通過光強度画像として生成していた。

30

【0004】**【発明が解決しようとする課題】**

本発明者は、前記従来技術を検討した結果、以下の問題点を見いだした。

従来の生体光計測装置の画像生成部は、A/D変換後の生体通過光強度信号を順次格納する記録手段と、A/D変換後の生体通過光強度信号を順次入出力部に出力し表示させると共に、本計測終了後の画像生成指示に基づいて生体通過光強度画像を生成し入出力部に出力する処理手段とから構成されていた。この処理手段は、生体通過光強度画像の生成指示に基づいて、まず、記録手段に格納された生体通過光強度信号を読み出して、計測点毎の生体通過光強度信号を入出力部の表示画面上に表示させる。次に、表示された生体通過光強度信号に基づいて選択された生体通過光強度を安静時の生体通過光強度すなわち基準値（ベース値）として、処理手段は、計測点毎の酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{oxy} 及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{deoxy} を計算する構成となっていた。

40

【0005】

このために、従来の生体光計測装置では、生体通過光強度画像を本計測の進行と共に生成

50

し表示させる、いわゆるリアルタイム表示を行うことができないという問題があった。

【0006】

本発明の目的は、生体通過光強度画像のリアルタイム表示を行うことが可能な技術を提供することにある。

【0007】

本発明の他の目的は、生体のゆらぎに対応した生体通過光強度画像のリアルタイム表示を行うことが可能な技術を提供することにある。

【0008】

本発明の前記ならびにその他の目的と新規な特徴は、本明細書の記述及び添付図面によって明らかになるであろう。

10

【0009】

【課題を解決するための手段】

本願において開示される発明のうち、代表的なものの概要を簡単に説明すれば、下記のとおりである。

【0010】

(1) 照射用及び検出用光ファイバを生体の体表面に配置する計測プローブと、前記検出用光ファイバで検出された通過光から前記生体の生体通過光画像を生成する画像生成手段とを備えた生体光計測装置において、予備計測で計測された生体通過光強度信号に基づく予備計測値と本計測で計測された生体通過光強度信号に基づく本計測値とを格納する格納手段と、前記予備計測値の生体通過光強度信号を基準として、前記本計測値の生体通過光強度信号から計測点毎の酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量及び全ヘモグロビン濃度の相対変化量を前記本計測の進行と共に計算する演算手段とを備え、前記画像生成手段は、それぞれの相対変化量に基づく前記生体通過光画像を生成する。

20

【0011】

(2) 前述した(1)に記載の生体光計測装置において、前記格納手段に格納される通過光の強度を更新する更新手段を備え、前記画像生成手段は、前記格納手段に格納される更新された通過光の強度を基準として、前記本計測での前記生体の生体通過光画像を生成する。

30

【0012】

前述した(1)及び(2)手段によれば、予備計測での通過光の強度を格納する格納手段を備え、格納手段に格納される予備計測での通過光の強度を基準として、画像生成手段が本計測での生体の生体通過光強度画像を生成するので、本計測の進行に伴った生体通過光強度画像の生成、すなわち生体通過光強度画像のリアルタイム表示を行うことが可能となる。

【0013】

このとき、格納手段に格納される通過光の強度を更新する更新手段を設け、画像生成手段が格納手段に格納される更新された通過光の強度を基準として、本計測での生体の生体通過光強度画像を生成することによって、生体のゆらぎに起因する安静時における通過光の強度変化を補正することができるので、生体光計測が長時間にわたって行われる場合であっても、生体のゆらぎに対応した生体通過光強度画像のリアルタイム表示を行うことができる。

40

【0014】

【発明の実施の形態】

以下、本発明について、発明の実施の形態(実施例)とともに図面を参照して詳細に説明する。

なお、発明の実施の形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

【0015】

(実施の形態1)

50

図1は本発明の実施の形態1の生体光計測装置の概略構成を説明するための図であり、1は光源部、2は光モジュール、3は半導体レーザ、8は照射用光ファイバ、9は生体、10は検出用光ファイバ、11はフォトダイオード、12はロックインアンプモジュール、16はA/D変換器、17は制御部、18は記録手段、19は処理手段、20は入出力部、21は画像生成部を示す。なお、以下の説明では、制御部17、入出力部20及び画像生成部21を除く他の構成は、周知の生体光計測装置と同様の構成である。

【0016】

以下の説明では、生体光計測として、例えば被検体9の頭部の皮膚表面から光を照射し、頭部の皮膚表面で検出された通過光から大脳内部を画像化する実施の形態1の生体光計測装置の構成及び動作を、計測チャンネルの個数すなわち計測位置が12の場合について説明する。もちろん、本発明は測定対象として頭部に限らず他の部位、さらには人体以外の生物にも適用可能である。また、光照射位置及び光検出位置の数をさらに増加させることにより、計測チャンネルの個数を増加させることができ、計測領域を拡大させることも可能となる。

10

【0017】

図1において、光源部1は4個の光モジュール2から構成されている。各光モジュール2は、可視から赤外の波長領域中で複数の波長、例えば780nm及び830nmの二波長の光をそれぞれ放射する2個の半導体レーザ3から構成されている。これらの二波長の値は、780nmと830nmとに限定されるものではなく、また、波長数も二波長に限定されるものではない。この光源部1については、半導体レーザ3の代わりに発光ダイオードを用いてもよい。この光源1に含まれる全ての半導体レーザ8個は、それぞれ発振周波数の異なる図示しない発振器で構成される発振部により、それぞれ変調される。ただし、この変調として、実施の形態1では正弦波によるアナログ変調の場合を示すが、これに限定されることはなく、それぞれ異なる時間間隔の矩形波によるデジタル変調を用いてもよい。また、光モジュール2には、それぞれの半導体レーザから放射された780nm及び830nmの波長の光を1本の光ファイバ(照射用光ファイバ8)に導入させる図示しない光ファイバ結合器とが備えられている。

20

【0018】

従って、光源部1から放射される二波長光を混合した光は、各光モジュール2に接続される4本の照射用光ファイバ8の先端部分から測定対象となる被検体9の頭部に照射される。このとき、各照射用光ファイバ8は図示しない固定部材で固定され、それぞれ異なる位置に光を照射する。ただし、実施の形態1では、照射用光ファイバ8及び検出用光ファイバ10の先端部分は、交互に正方格子上に配置される。なお、計測プローブの詳細については、文献1に記載される。

30

【0019】

頭部を通過した光すなわち生体通過光は、固定部材に固定された5本の検出用光ファイバ10でそれぞれ集光され、各検出用光ファイバ10の他端に接続される光検出器であるフォトダイオード11で検出される。このフォトダイオード11としては、高感度な光計測が実現可能な周知のアバランシェフォトダイオードが望ましい。また、光検出器としては、光電子倍増管等の光電変換素子ならば他のものでもよい。

40

【0020】

フォトダイオード11に誘導された生体通過光は電気信号(生体通過光強度信号)に変換された後、変調信号の選択的な検出回路、例えば複数のロックインアンプから構成されるロックインアンプモジュール12で、照射位置且つ波長に対応した変調信号が選択的に検出される。このとき、ロックインアンプモジュール12から出力される変調信号は、波長及び照射位置に対応する生体通過強度信号にそれぞれ分離されたものである。ただし、実施の形態1では、二波長の光を用いて12の計測位置での計測を行うので、計測すべき信号数は24となる。従って、実施の形態1のロックインアンプモジュール12では、合計24個の図示しないロックインアンプを用いる。ただし、デジタル変調を用いた場合には、変調信号検出としてデジタルフィルタもしくはデジタルシグナルプロセッサを用いる。

50

【0021】

ロックインアンプモジュール12からアナログ出力される生体通過光強度信号は、24チャネルのA/D変換器（アナログデジタル変換器）16によりそれぞれデジタル信号に変換される。それぞれのデジタル信号は、波長及び照射位置毎の生体通過光強度信号である。これらの計測は、制御部17により制御されている。

【0022】

デジタル信号に変換された生体通過光強度信号は、順次、記録手段18及び処理手段19に出力される。記録手段18では、入力された生体通過光強度信号を順次記録する。

【0023】

一方、処理手段19は、記録手段18に格納される予備計測において計測された生体通過光強度信号を平均化して安静時における生体通過光強度として、計測点毎の酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{oxy} 及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{deoxy} を計算し、この相対変化量 C_{oxy} , C_{deoxy} 、及び C_{oxy} と C_{deoxy} との総和としての全ヘモグロビン濃度の相対変化量を生体通過光強度画像として入出力部20の表示画面上に表示させる。なお、各検出位置の生体通過光強度信号から酸素化及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化並びに全ヘモグロビン濃度の相対変化量を計算する方法については、文献1に記載されているので、詳細な説明は省略する。

10

【0024】

このように、実施の形態1の生体光計測装置では、照射用及び検出用光ファイバ8, 10並びに図示しない固定部材からなる計測プローブが被検体9に正常に装着されているかを確認するための予備計測において計測された生体通過光強度信号を記録手段18に格納しておく。一方、処理手段19は、本計測の開始と共に、記録手段18に格納される予備計測において計測された生体通過光強度信号の平均値、つまりベース値を読み出す。次に、処理手段は、この生体通過光強度を被検体9の安静時における生体通過光強度と、順次計測される生体通過光強度信号とから計測点毎の酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{oxy} 及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{deoxy} を計算し、この相対変化量 C_{oxy} , C_{deoxy} 、及び C_{oxy} と C_{deoxy} との総和としての全ヘモグロビン濃度の相対変化量を生体通過光強度画像として入出力部20の表示画面上に表示させて、生体通過光強度画像のリアルタイム表示を行うことが可能となる。

20

【0025】

図2は実施の形態1の画像生成部の概略構成を説明するための図であり、201は予備計測値の格納領域（格納手段）、202は本計測値の格納領域、210は演算手段、211は画像化手段を示す。

30

【0026】

図2において、予備計測値の格納領域201及び本計測値の格納領域202は、実施の形態1の記憶手段18の全格納領域の内で、計測値である生体通過光強度信号に係わる格納領域を示している。特に、予備計測値の格納領域201は、A/D変換器16から入力される通過光強度信号の内で、予備計測で計測された通過光強度信号を格納するための領域である。一方、本計測値の格納領域202は、A/D変換器16から入力される通過光強度信号の内で、本計測すなわち連続して計測される通過光強度信号を格納するための領域である。なお、A/D変換器16から出力される計測値を、予備計測値の格納領域201もしくは本計測値の格納領域202の何れかに格納させるかは、入出力部20からの計測モード入力に基づいて、制御部17が選択する。

40

【0027】

演算手段210は、実施の形態1の生体光計測装置を構成する周知の情報処理装置上で動作するプログラムによって実現可能であり、予備計測値の格納領域201及び本計測の格納領域202に格納される生体通過光強度信号から計測点毎の酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{oxy} 及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{deoxy} を、本計測の進行と共に計算する、あるいは、本計測の終了後安静時のデータを指定させて、これを基準として、本計測値の格納領域202に格納される生体通過光強度信号から計測点毎の酸素

50

化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{oxy} 及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{deoxy} を計算する手段である。また、演算手段 210 は、計測点毎の酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{oxy} と、脱酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{deoxy} との総和を、全ヘモグロビン濃度の相対変化量として計算する。なお、計測点毎の酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{oxy} 及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{deoxy} 並びに全ヘモグロビン濃度の相対変化量の計算を、リアルタイムすなわち計測の進行に伴つて行うか、あるいは従来の生体光計測装置と同様に本計測の終了後に行うかの切り換えは、制御部 17 が入出力部 20 からの表示モード入力に基づいて行う。

【0028】

画像化手段 211 は、実施の形態 1 の生体光計測装置を構成する周知の情報処理装置上で動作するプログラムによって実現可能であり、演算手段 210 から出力される計測点毎の酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{oxy} 及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{deoxy} 、並びに全ヘモグロビン濃度の相対変化量から、隣接する計測点間の酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{oxy} 及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{deoxy} 、並びに全ヘモグロビン濃度の相対変化量を補間演算する周知の手段である。ただし、このときの補間位置は、例えば、入出力部 20 の表示画面の画素位置に相当する位置である。また、画像化手段 211 は、演算手段 210 及び補間演算によって得られた画素位置毎の酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{oxy} 及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{deoxy} 、並びに全ヘモグロビン濃度の相対変化量に基づいて、当該画素の色及びその輝度を予め設定された値に変換する画像化を行う。画像化手段 211 は、画像化した画素位置毎の酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{oxy} 及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{deoxy} 、並びに全ヘモグロビン濃度の相対変化量を入出力部 20 に出力することによって、生体通過光強度画像として表示画面上に表示させる。なお、以上に説明した画像化手段 211 の動作は、周知の画像化手段と同様であり、実施の形態 1 では本計測の進行と、補間演算及び画像化を行い表示させることとを並行して行うことが新規の構成となっている。

【0029】

次に、図 2 に基づいて、実施の形態 1 の生体光計測装置での連続モードにおけるリアルタイム動作を説明する。ただし、以下の説明では、入出力部 20 から生体通過光強度画像のリアルタイム表示のみが指示されている場合の動作について説明する。

【0030】

まず、入出力部 20 からリアルタイム表示が指定されると、制御部 17 は画像生成部 21 を構成する記憶手段 20 の格納領域内に、予備計測で計測された生体通過光強度信号を格納するための領域である予備計測値の格納領域 201 を確保する。

【0031】

計測プローブの被検体 9 への装着が終了した後に、入出力部 20 から予備計測が指示されると、制御部 17 は、半導体レーザ 3 を駆動して照射用光ファイバ 8 から被検体 9 に変調光を照射させる。一方、被検体内を通過した光は、検出用光ファイバ 10 によってフォトダイオード 11 に誘導され、ロックインアンプモジュール 12 で波長毎に分離された後に、A/D 変換器 16 でデジタルの生体通過光強度信号として取り込まれる。制御部 17 は、取り込まれた生体通過光強度信号を画像化手段 211 に出力することによって、予備計測での計測値を直接、入出力部 20 の表示画面上に表示させる。このとき、制御部 17 は、予備計測での計測値を記憶手段 18 に出力することによって、予備計測での計測値を予備計測値の格納領域 201 に格納される。

予備計測の値を平均化して、ベース値とする。

【0032】

次に、入出力部 20 から本計測の開始指示が入力されると、制御部 17 は、ベース値の格納領域 202 に格納された生体通過光強度信号を演算手段 210 に読み出させ、この読み出した値を被検体 9 の安静時における生体通過光強度として設定させる。また、制御部 17 は A/D 変換器 16 から出力される生体通過光強度信号を、記憶手段 18 の本計測値の

10

20

30

40

50

格納領域 203 に格納させる。この後に、制御部 17 は、本計測値の格納領域 203 に格納された生体通過光強度信号を、直ちに演算手段 210 に読み出させ、この読み出した生体通過光強度信号と安静時における生体通過光強度とから計測点毎の酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{oxy} 及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{deoxy} 並びに全ヘモグロビン濃度の相対変化量を計算させる。

【0033】

この計算結果は、直ちに画像化手段 211 に出力され、画像化手段 211 によって計測点間の補間演算がなされた後に、画像化手段 211 が表示画面上の画素位置毎の酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{oxy} 及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{deoxy} 、並びに全ヘモグロビン濃度の相対変化量に基づいて、当該画素の色及びその輝度を予め設定された値に変換する画像化を行い、入出力部 20 の表示画面上に表示させる。10

【0034】

以降、本計測の終了が指示されるまで、演算手段 210 が、本計測値の格納領域 203 に格納された生体通過光強度信号の速やかな読み出し、及び、読み出した生体通過光強度信号からの計測点毎の酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{oxy} 及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{deoxy} 並びに全ヘモグロビン濃度の相対変化量の計算を行うことによって、生体通過光強度画像のリアルタイム表示がなされる。

【0035】

以上説明したように、実施の形態 1 の生体光計測装置では、記憶手段 18 の格納領域に予備計測での生体通過光強度信号を格納するための格納領域 201 を設けると共に、本計測の開始が指示なされたならば、演算手段 210 が予備計測値の格納領域 201 に格納される生体通過光強度信号の平均値を被検体 9 の安静時の生体通過光強度すなわち基準値として、計測点毎の酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{oxy} 及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{deoxy} 並びに全ヘモグロビン濃度の相対変化量を計算し、この計算結果に基づいて、画像化手段 211 が、計測点間の補間演算と、この補間演算によって得られた表示画面上の画素位置毎の酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{oxy} 及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{deoxy} 並びに全ヘモグロビン濃度の相対変化量に基づく表示画素毎の色、及びその輝度を予め設定された値に変換する画像化を行い、入出力部 20 の表示画面上に表示させてるので、生体通過光強度画像のリアルタイム表示を行うことが可能となる。20

【0036】

生体通過光強度画像のリアルタイム表示に伴って、計測と共に生体通過光強度画像による診断が可能となるので、診断効率を向上させることができることが可能となる。

【0037】

なお、実施の形態 1 の生体光計測装置においては、予備計測時の生体通過光強度を、安静時の生体通過光強度としたが、これに限定されることではなく、例えば、本計測の開始直後の計測値や本計測の開始から所定の期間内の計測値の平均値等を安静時の生体通過光強度としてもよいことはいうまでもない。

【0038】

また、実施の形態 1 の生体光計測装置では、予備計測において計測される生体通過光強度信号の内で、計測プローブが被検体 9 に正常に装着された時の計測値のみを選択させるための選択スイッチを入出力部 19 に設け、計測プローブが正常に装着されている状態での計測値のみを記録手段 18 に記録させることによって、正常な計測値のみを安静時の生体通過光強度とすることができるとはいうまでもない。40

【0039】

さらに、実施の形態 1 の生体光計測装置では、入出力部 20 の表示領域に生体通過光強度画像のみを表示させる場合について説明したが、入出力部 20 の表示領域を複数に分割し、この分割領域に生体通過光強度画像、あるいは生体通過光強度信号を表示させることによって、生体通過光強度画像と共に生体通過光強度信号をリアルタイム表示させることができるので、生体通過光強度画像の変化が計測プローブの位置ずれやノイズ等に起因する50

ものであるかを容易に判定することが可能となる。その結果、診断効率をさらに向上させることができる。

【0040】

(実施の形態2)

図3は本発明の実施の形態2の生体光計測装置における画像生成部の概略構成を説明するための図であり、301はベース値の格納領域(格納手段)、302は平均化手段、303は演算手段、304は設定手段を示す。なお、実施の形態2の生体光計測装置は、制御部17及び画像生成部21を除く他の構成は、実施の形態1の生体光計測装置と同様の構成となるので、以下の説明では、制御部17及び画像生成部21について詳細に説明する。また、平均化手段302と設定手段304とで、更新手段を構成する。

10

【0041】

図3において、ベース値の格納領域301は、平均化手段302から出力された生体通過光強度信号を格納するための領域であり、本実施の形態2の生体光計測装置では、画像生成部21を構成する記憶手段18の格納領域の一部を使用する構成となっている。また、実施の形態2の生体光計測装置では、ベース値の格納領域301に格納された生体通過光強度信号を、被検体9の安静時における生体通過光強度とする構成となっている。

【0042】

平均化手段302は、入出力部20で指示された計測区間の生体通過光強度信号を読み出し、指定された区間の平均値をベース値の格納領域に設定する手段であり、実施の形態1の生体光計測装置を構成する周知の情報処理装置上で動作するプログラムによって実現可能である。ただし、平均化手段302による本計測値の格納領域202からの読み出し、及び読み出した生体通過光強度信号の平均化演算、並びに平均化演算によって得られた値のベース値の格納領域301への書き込み動作すなわちベース値の更新動作は、それぞれ生体通過光計測と同時に実行されるものである。

20

【0043】

演算手段303は、ベース値の格納領域301及び本計測の格納領域202に格納される生体通過光強度信号から計測点毎の酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{oxy} 及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{deoxy} を計測の進行と共に計算する、あるいは、本計測値の格納領域202に格納される生体通過光強度信号から本計測の終了後に計測点毎の酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{oxy} 及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{deoxy} を計測の進行と共に計算する手段であり、実施の形態2の生体光計測装置を構成する周知の情報処理装置上で動作するプログラムによって実現可能である。また、演算手段303は、計測点毎の酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{oxy} と、脱酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{deoxy} との総和を、全ヘモグロビン濃度の相対変化量として計算する。なお、計測点毎の酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{oxy} 及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{deoxy} 並びに全ヘモグロビン濃度の相対変化量の計算を、リアルタイムすなわち計測の進行と共に行うか、あるいは従来の生体光計測装置と同様に本計測の終了後に行うかの切り換えは、制御部17が入出力部20からの表示モード入力に基づいて行う。また、演算手段303は、平均化手段302からの更新出力に基づいて、ベース値の格納領域301からの生体通過光強度信号の再読み込みを行うことによって、更新された安静時における生体通過光強度に基づいた演算を行うことが可能となる。ただし、演算手段303は、実施の形態1の演算手段210と同様に、演算の都度、ベース値の格納領域301と本計測の格納領域203とからの生体通過光強度信号の読み込みを行う構成としてもよいことはいうまでもない。

30

【0044】

設定手段304は、入出力部20の表示画面上に表示される生体通過光強度信号に重ねて所定のマークを表示させると共に、このマーク位置を時間軸方向に移動させるための移動ボタン及びマーク位置を確定させるための確定ボタンを表示させる手段であり、実施の形態2の生体光計測装置を構成する周知の情報処理装置上で動作するプログラムによって実現可能である。なお、移動ボタンの選択入力は、入出力部20から制御部17を経由して

40

50

設定手段 304 に入力され、マークの所望の方向への指示となる。一方、確定ボタンの選択入力は、入出力部 20 から制御部 17 への入力指示となり、制御部 17 が確定ボタン入力に係わる記憶手段 18、平均化手段 302 及び演算手段 303 への動作指示として、それぞれの手段を制御する構成となっている。

【0045】

次に、図 3 に基づいて、実施の形態 2 の生体光計測装置の動作を説明する。ただし、以下の説明では、入出力部 20 の表示領域を 2 個の領域に分割し、この分割した領域の一方に生体通過光強度画像を表示させ、他方の領域に生体通過光強度信号を表示させて生体光計測を行う場合の動作について説明する。

【0046】

まず、入出力部 20 からリアルタイム表示の指示が指定されると、制御部 17 は記憶手段 20 の格納領域内に、安静時における被検体 9 の生体通過光強度信号を格納するための領域となるベース値の格納領域を確保する。

【0047】

計測プローブの被検体 9 への装着が終了した後に、入出力部 20 から予備計測の指示が入力されると、制御部 17 は、半導体レーザ 3 を駆動して照射用光ファイバ 8 から被検体 9 に変調光を照射させる。一方、被検体 9 の内部を通過した変調光は、検出用光ファイバ 10 によってフォトダイオード 11 に誘導され、ロックインアンプモジュール 12 で波長毎に分離された後に、A/D 変換器 16 でデジタルの生体通過光強度信号として取り込まれる。制御部 17 は、この取り込まれた生体通過光強度信号を画像化手段 211 に出力することによって、予備計測での計測値を、直接、入出力部 20 の表示画面上に表示させる。このとき、制御部 17 は、予備計測で計測された生体通過光強度信号を記憶手段 18 に出力することによって、予備計測で計測された生体通過光強度信号の平均値をベース値の格納領域 301 に格納させる。以上に説明した本計測の開始を行までの動作は、前述した実施の形態 1 の生体光計測装置の動作と基本的には同じ動作となる。

【0048】

次に、入出力部 20 から本計測の開始指示が入力されると、制御部 17 は、ベース値の格納領域 301 に格納された生体通過光強度信号を演算手段 303 に読み出させ、この生体通過光強度を被検体 9 の安静時における値として設定させる。また、制御部 17 は A/D 変換器 16 から出力させる生体通過光強度信号を、記憶手段 18 の本計測値の格納領域 203 に格納させる。この後に、制御部 17 は、本計測値の格納領域 203 に格納された生体通過光強度信号を、直ちに演算手段 303 に読み出させる。次に、演算手段 303 は、読み出した生体通過光強度信号を画像化手段 211 に出力して、入出力部 20 の表示画面上の他方の表示領域に表示させる。また、演算手段 303 は、読み出した生体通過光強度信号と、ベース値の格納領域 301 から読み出した被検体 9 の安静時における生体通過光強度とから、計測点毎の酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{oxy} 及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{deoxy} 並びに全ヘモグロビン濃度の相対変化量を計算し、その結果を画像化手段 211 に出力する。

【0049】

画像化手段 211 は、まず、計測点間の補間演算を行い、次に、表示画面上の画素位置毎の酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{oxy} 及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{deoxy} 、並びに全ヘモグロビン濃度の相対変化量に基づいて、当該画素の色及びその輝度を予め設定された値に変換する画像化を行い、入出力部 20 の表示画面上の一方の領域に表示させる。

【0050】

以降、確定ボタンの選択がされるまで、演算手段 303 が、本計測値の格納領域 203 に格納された生体通過光強度信号の速やかな読み出し、及び、読み出した生体通過光強度信号からの計測点毎の酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{oxy} 及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{deoxy} 並びに全ヘモグロビン濃度の相対変化量の計算を行うことによって、入出力部 20 の 2 分割された表示領域の一方の領域での生体通過光強度画像

10

20

30

40

50

のリアルタイム表示と、他方の領域での生体通過光強度信号のリアルタイム表示とがなされる。

【0051】

このとき、例えば、検者が他方の領域に表示される移動ボタンを操作して、表示画面上の生体通過光強度信号の所望位置にマークを移動させた後に選択ボタンを操作する、という操作を2回行うことによって、選択された区間の時間位置情報が制御部17によって平均化手段302に出力される。平均化手段302は、本計測値の格納領域203を検索して、設定された区間に相当する生体光通過光強度信号を順次読み出し、この読み出した生体通過光強度信号の平均を計算し、得られた値（平均値）を記憶手段18のベース値の格納領域301に設定する。

10

【0052】

また、制御部17はベース値の格納領域202に格納される生体通過光強度信号を演算手段303に読み込ませることによって、被検体9の安静時における生体通過光強度信号を更新させる。

【0053】

以降、再度の確定ボタンの選択がされるまで、演算手段303は、更新された被検体9の安静時における生体通過光強度信号に基づいた計測点毎の酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{oxy} 及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の相対変化量 C_{deoxy} 並びに全ヘモグロビン濃度の相対変化量の計算を行う。

【0054】

以上説明したように、実施の形態2の生体光計測装置は、入出力部20からの更新指示に基づいて、平均化手段302がリアルタイムに被検体9の安静時における生体通過光強度信号を格納するベース値の格納領域301の値を更新する構成となっているので、生体光計測が長時間にわたって行われる場合であっても、生体のゆらぎに対応した生体通過光強度画像のリアルタイム表示を行うことができる。

20

【0055】

なお、実施の形態2の生体光計測装置においては、予備計測時の生体通過光強度を、安静時の生体通過光強度の初期値としたが、これに限定されることはなく、例えば、本計測の開始直後の計測値や本計測の開始から所定の期間内の計測値の平均値等を安静時の生体通過光強度の初期値としてもよいことはいうまでもない。さらには、ベース値の設定がなされるまでは生体通過光強度画像の生成を行わないように行ってもよいことはいうまでもない。

30

【0056】

また、実施の形態1, 2の生体光計測装置では、記憶手段18の格納領域の一部を安静時における生体通過光強度信号の格納領域としたが、これに限定されることはなく、安静時における生体通過光強度信号を格納する手段を、処理手段19に設ける構成としてもよいことはいうまでもない。

【0057】

以上、本発明者によってなされた発明を、前記発明の実施の形態に基づき具体的に説明したが、本発明は、前記発明の実施の形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において種々変更可能であることは勿論である。

40

【0058】

【発明の効果】

本願において開示される発明のうち代表的なものによって得られる効果を簡単に説明すれば、下記の通りである。

【0059】

(1) 生体通過光強度画像のリアルタイム表示を行うことができる。

(2) 生体のゆらぎに対応した生体通過光強度画像のリアルタイム表示を行うことができる。

(3) 生体光計測の診断効率を向上させることができる。

50

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態1の生体光計測装置の概略構成を説明するための図である。

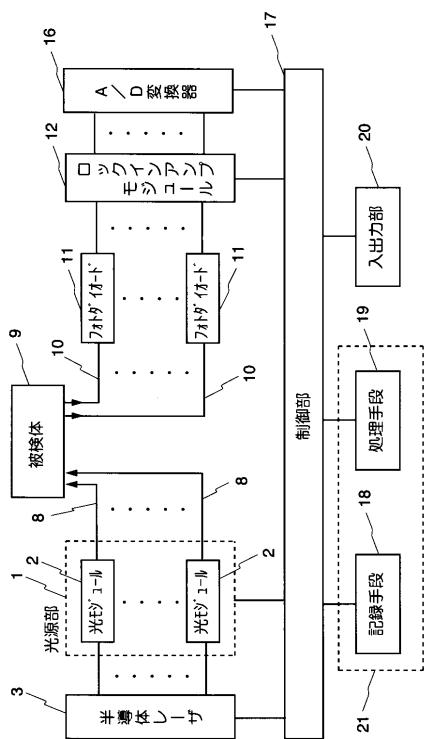
【図2】実施の形態1の画像生成部の概略構成を説明するための図である。

【図3】本発明の実施の形態2の生体光計測装置における画像生成部の概略構成を説明するための図である。

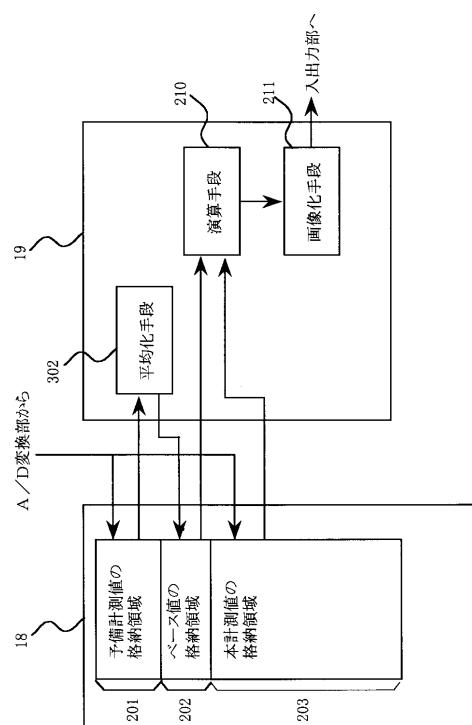
【符号の説明】

1 … 光源部、 2 … 光モジュール、 3 … 半導体レーザ、 8 … 照射用光ファイバ、 9 … 生体、
10 … 検出用光ファイバ、 11 … フォトダイオード、 12 … ロックインアンプモジュール
、 16 … A / D 変換器、 17 … 制御部、 18 … 記録手段、 19 … 処理手段、 20 … 入出力
部、 21 … 画像生成部、 201 … 予備計測値の格納領域、 202 … ベース値の格納領域、
210 , 303 … 演算手段、 211 … 画像化手段、 301 … 本計測値の格納領域、 302
… 平均化手段、 304 … 設定手段

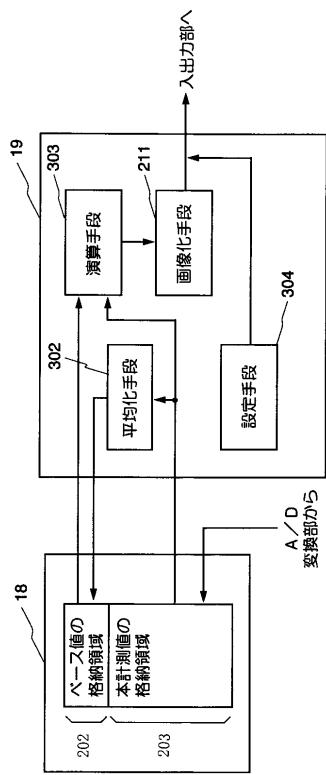
(1)



(2)



【図3】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平09-149894(JP,A)

特開平09-264842(JP,A)

特開平10-318911(JP,A)

特開平08-103434(JP,A)

特開平09-238914(JP,A)

特開平09-135825(JP,A)

特開平09-098972(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 10/00

A61B 5/145

G01N 21/17