

(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2006-122086

(P2006-122086A)

(43) 公開日 平成18年5月18日(2006.5.18)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 10/00 (2006.01)	A 6 1 B 10/00 E	2 G 0 5 9
G 0 1 N 21/17 (2006.01)	G 0 1 N 21/17 6 1 0	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/145 (2006.01)	A 6 1 B 5/14 3 1 0	

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2004-310696 (P2004-310696)	(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
(22) 出願日	平成16年10月26日(2004.10.26)	(74) 代理人	100068504 弁理士 小川 勝男
		(74) 代理人	100086656 弁理士 田中 恭助
		(74) 代理人	100094352 弁理士 佐々木 孝
		(72) 発明者	山本 由香里 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	牧 敦 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体光計測装置

(57) 【要約】

【課題】

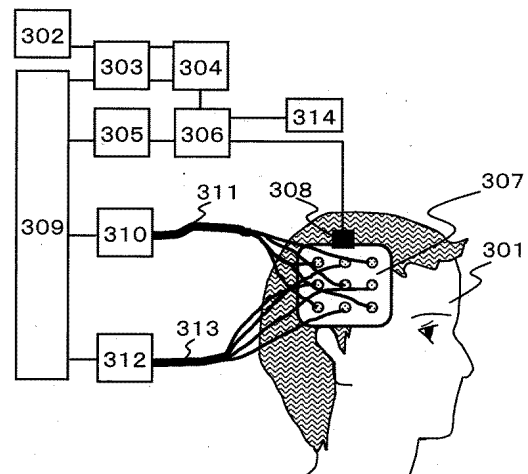
生体光計測装置において、感度の高い位置にプローブを配置し、プローブ再装着時の位置再現性を高める、プローブ位置決め技術を提供する。

【解決手段】

被検体の形態画像上で、注目領域を決定する領域指定装置305と、該注目領域の位置に基づいて推奨プローブ位置を決定する演算装置306と、現在のプローブ位置を検出するプローブ位置検出装置308と、推奨プローブ位置および現在のプローブ位置との距離を算出する演算装置306と、該距離が所定の範囲内に入った時に、アラーム音などで通知するアラーム314とを備えた生体光計測装置を提供する。また、計測データとともにプローブ位置等を保存する記憶装置303を備え、過去のプローブ位置を推奨プローブ位置として、プローブ位置を決定する生体光計測装置を提供する。

【選択図】 図3

図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に光を照射する光照射手段と、前記光照射手段から照射され前記被検体内を伝播した通過光を検出する光検出手段とを備えた、前記被検体に装着するためのプローブと、前記光検出手段で検出された信号に基づき、前記被検体内部の代謝物質濃度を求める演算部と、前記演算部で求められた前記代謝物質濃度を表示する表示部とを有し、前記表示部は、前記被検体の形態画像もしくは脳機能画像と、前記被検体上における前記光照射手段および前記光検出手段の位置を重畳表示するよう構成され、前記重畳表示に基づき、前記プローブの、前記被検体上における配置位置を定めることを特徴とする生体光計測装置。

【請求項 2】

前記光照射手段および前記光検出手段の略中点位置を、計測点とし、前記表示部は、前記被検体の形態画像もしくは脳機能画像と、前記被検体上における前記光照射手段および前記光検出手段の位置と、前記計測点の位置とを重畳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】

前記被検体の形態画像もしくは脳機能画像を保存する記憶部を設け、前記表示部は、前記被検体上における前記光照射手段および前記光検出手段の位置と、計測に先立ち予め撮影され、前記記憶部に保存された前記形態画像もしくは脳機能画像とを重畳表示するよう構成さ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 4】

前記形態画像もしくは脳機能画像上の所定の計測対象領域と、前記計測点の位置との距離が、所定距離内に入ったとき、アラームで通知する手段を設けてな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 5】

前記アラームで通知する手段は、アラーム音を発生する音声装置か、または、前記表示部が、アラームを表示するよう構成されてい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】

前記プローブの 3 次元位置を検出する位置検出装置を有し、前記形態画像もしくは脳機能画像上の所定の計測対象領域と前記プローブの 3 次元位置との距離が所定距離内に入ったとき、アラームで通知するよう構成した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 7】

前記形態画像もしくは脳機能画像上の前記所定の計測対象領域に対応する前記被検体上の位置に、前記位置検出装置を用いて前記プローブを配置する制御装置を有することを特徴とする請求項 6 記載の生体光計測装置。

【請求項 8】

前記形態画像もしくは脳機能画像は、3 次元画像であ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 9】

前記形態画像は、前記被検体の MRI 画像もしくは X 線 CT 画像であり、前記脳機能画像は、前記被検体の fMRI 画像、PET 画像、脳波画像、脳磁界画像、生体光計測画像、SPECT 画像のうち何れか一画像であ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 10】

被検体に光を照射する光照射手段と、前記光照射手段から照射され前記被検体内を伝播した通過光を検出する光検出手段とを備え、前記被検体に装着するためのプローブと、前記光検出手段で検出された信号に基づき、前記被検体内部の代謝物質濃度を求める演算部と、前記演算部で求められた前記代謝物質濃度を表示する表示部と、計測データを保存する記憶部とを有し、前記表示部は、前記被検体の前記形態画像もしくは脳機能画像と、前

10

20

30

40

50

記被検体上に配置した前記光照射手段および前記光検出手段の位置とを重畳表示するよう構成され、前記重畳表示に基づき、前記プローブの、前記被検体上における配置位置を定めることを特徴とする生体光計測装置。

【請求項 1 1】

前記表示部は、前記被検体の前記形態画像もしくは脳機能画像と、前記被検体上における前記光照射手段および前記光検出手段の位置と、前記記憶部に保存された、過去の計測における前記被検体上に配置した前記光照射手段および前記光検出手段の位置とを重畳表示するよう構成され、前記重畳表示に基づき、前記プローブの、再計測時の前記被検体上における配置位置を定めることを特徴とする請求項 1 0 記載の生体光計測装置。

【請求項 1 2】

前記光照射手段および前記光検出手段の略中点位置を、計測点とし、前記表示部は、前記被検体の形態画像もしくは脳機能画像と、前記被検体上における前記光照射手段および前記光検出手段の位置と、前記計測点の位置とを重畳表示することを特徴とする請求項 1 0 記載の生体光計測装置。

【請求項 1 3】

前記形態画像もしくは脳機能画像上の所定の計測対象部位と、前記計測点の位置との距離が、所定距離内に入ったとき、アラームで通知する手段を設けてなることを特徴とする請求項 1 0 記載の生体光計測装置。

【請求項 1 4】

前記過去の計測における前記被検体上に配置した前記光照射手段および前記光検出手段の位置と、現在の前記光照射手段および前記光検出手段の位置とが所定距離内に入ったとき、アラームで通知する手段を設けてなることを特徴とする請求項 1 0 記載の生体光計測装置。

【請求項 1 5】

前記アラームで通知する手段は、アラーム音を発生する音声装置か、または、前記表示部がアラームを表示するよう構成されていることを特徴とする請求項 1 3 又は 1 4 記載の生体光計測装置。

【請求項 1 6】

前記形態画像もしくは脳機能画像は、3次元画像であることを特徴とする請求項 1 0 記載の生体光計測装置。

【請求項 1 7】

前記形態画像は、前記被検体のMRI画像もしくはX線CT画像であり、前記脳機能画像は、前記被検体のfMRI画像、PET画像、脳波画像、脳磁界画像、生体光計測画像、SPECT画像のうち何れか一画像であることを特徴とする請求項 1 0 記載の生体光計測装置。

【請求項 1 8】

被検体に光を照射する複数の光照射手段と、前記光照射手段から照射され前記被検体内を伝播した通過光を検出する複数の光検出手段とを備え、前記被検体に装着するためのプローブと、前記光検出手段で検出された信号に基づき、前記被検体内部の代謝物質濃度を求める演算部と、前記演算部で求められた前記代謝物質濃度を表示する表示部と、計測データを保存する記憶部とを有し、前記光照射手段および前記光検出手段の略中点位置を、計測点とし、前記表示部は、前記被検体の前記形態画像もしくは脳機能画像と、前記被検体上における前記光照射手段および前記光検出手段の位置と、前記記憶部に保存された、過去の計測における前記被検体上に配置した前記光照射手段および前記光検出手段の位置とを重畳表示し、前記形態画像もしくは脳機能画像上の所定の計測対象部位と、前記計測点の位置との距離が、所定距離内に入ったとき、および/または、前記過去の計測における前記被検体上に配置した前記光照射手段および前記光検出手段の位置と、現在の前記光照射手段および前記光検出手段の位置とが所定距離内に入ったとき、アラームで通知するよう構成したことを特徴とする生体光計測装置。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体内部の情報を光で計測する生体光計測技術に係り、特に、高い感度の得られる位置にプローブを配置することができ、プローブ再装着時の位置再現性を向上する生体光計測技術に関する。

【背景技術】

【0002】

生体光計測装置は、光照射/光検出プローブを計測部位に装着し、生体内部の情報を得るものである。例えば、被検体の頭部に複数の光照射/光検出プローブを配置し、近赤外光を用いて脳活動の時空間的な情報を計測する技術が知られている（例えば、非特許文献1参照）。この技術では、頭皮上より照射した近赤外光を約3cm離れた場所から検出することにより、その照射点と検出点の間にある大脳皮質のヘモグロビン濃度変化を計測する。脳活動に伴い局所的な血行動態、すなわちヘモグロビン濃度が変化するため、脳活動の時空間的な変化が分かるという仕組みである。このような脳活動計測では、脳のどの部位で活動が起こっているのかを知ることが重要である。

10

【0003】

しかし、生体光計測装置では形態学的な情報が得られないため、他の手法を用いて得られた位置情報をもとに、活動部位を検討する必要がある。以下、脳の形や構造を見るための画像を形態画像、脳血流などの情報から脳活動の状態を見るための画像を脳機能画像と呼ぶ。形態画像を撮影するための装置としては、MRIやX線CTなどを用いることができる。また、脳機能画像を得るための装置としては、生体光計測装置の他、fMRI（機能的MRI）、PET（陽電子放出断層撮影）、脳波計測装置、脳磁界計測装置、SPECT（単光子放出コンピュータ断層撮影）などを用いることができる。

20

【0004】

従来の生体光計測装置において、MRIやX線CTなどで撮影した3次元形態画像上に、生体光計測装置で得られた脳活動の画像を重畳して表示する方法が提案されている（例えば、特許文献1参照）。3次元形態画像を撮影する際に、被検体上の特定の箇所に基準点マーカーを付けておく。磁気センサなどの3次元位置検出器により光照射/光検出プローブの座標データを測定しておき、前記基準点マーカー位置に基づいて、3次元形態画像との位置の対応付けを行う。

30

【0005】

また、プローブ再装着時の位置再現性を向上する技術として、被検体の外的指標からの相対距離を計測する手段を備えた生体光計測用ヘッドギアが提案されている（例えば、特許文献2参照）。ヘッドギアのシェル部に、各外的指標間の相対距離を示すメジャーを備え、この目盛を用いて光照射/検出プローブの位置決めを行う。この技術では、他の装置で計測した形態画像を用いることなく、簡便にプローブの位置決めを行うことができる。

【0006】

生体光計測装置では、頭皮上の照射点から照射した近赤外光を約3cm離れた検出点で検出し、照射点と検出点の中間位置を計測点としている。また、脳活動の空間分布を表示するために、複数の計測点における計測信号から得られるトポグラフィ画像が用いられている。この計測点と脳活動部位の位置関係の違いにより、トポグラフィ画像の感度が変化することが、ファントムを用いた実験により示されている（例えば、非特許文献2参照）。

40

【0007】

【非特許文献1】Atsushi Maki et al., Medical Physics 22, 1997-2005, (1995)

【非特許文献2】Tsuayoshi Yamamoto et al., Physics in Medicine and Biology 47, 34 29-3440, (2002)

【特許文献1】特開2001-198112号公報

【特許文献2】特開2004-194701号公報

【発明の開示】

50

【発明が解決しようとする課題】**【0008】**

上述した従来例（非特許文献2）の生体光計測装置によると、脳活動部位が、計測点の直下にある場合、照射点または検出点の直下にある場合、および2つの照射点と2つ検出点からなる四角形の中心にある場合の検出感度は、直径が10mmの脳活動部位を仮定した場合、それぞれ0.47：0.28：0.28であった。同様に直径20mmの脳活動部位を仮定した場合の感度分布の比は、それぞれ0.70：0.52：0.53であった。

【0009】

従って、より高い感度で計測を行うためには、可能なかぎり計測対象部位が計測点の直下に配置されるように、プローブを装着することが重要である。

10

【0010】

さて、一般には、脳のどの位置が活動するのかは、計測してみるまではわからないが、ある特定の領域に注目し、複数の実験条件間で比較を行う場合や、脳活動の経時変化を調べる場合には、計測対象となる部位が予め決まっている。例えば、脳卒中患者の脳機能回復効果をモニタすることを考えると、ある特定領域の脳活動信号に注目し、その変化からリハビリの効果などを評価することが考えられる。このようなケースでは、通常生体光計測と比べ、極端に信号強度が小さいと考えられるため、できるだけ感度の高い状態で計測することが望ましい。

【0011】

また、生体光計測装置の信号変化量から、リハビリによる機能回復効果を評価するためには、プローブ装着位置の再現性を高めることにより、感度分布に起因する計測誤差を最小限に抑えることが望ましい。

20

【0012】

上述した従来例（特許文献1）の生体光計測装置の場合は、計測終了後に計測領域と形態画像との位置関係を確認することはできるが、計測を行う段階では計測点と活動部位との位置関係は考慮されておらず、感度の高い位置にプローブを装着できるとは限らなかった。また、再計測を行う場合のプローブ装着位置の再現性については考慮されていなかった。

【0013】

また、従来例（特許文献2）の生体光計測装置の場合、シェル部メジャーを備えることによって、再計測を行う時のプローブ装着位置の再現性を向上させることができる。しかし、頭部の外側から内部の脳構造を推定することは困難であるため、最大感度が得られる位置にプローブを装着できるとは限らなかった。

30

【0014】

そこで、本発明の目的は、感度が最大となる位置に光照射器および光検出器を配置し、プローブの再装着時の位置再現性の高い、生体光計測技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】**【0015】**

上記目的を達成するために、本発明の生体光計測装置は、下記に示すような特徴を有する。

40

【0016】

(1) 被検体に光を照射する光照射手段と、前記光照射手段から照射され前記被検体内を伝播した通過光を検出する光検出手段とを備えた、前記被検体に装着するためのプローブと、前記光検出手段で検出された信号に基づき、前記被検体内部の代謝物質濃度を求める演算部と、前記演算部で求められた前記代謝物質濃度を表示する表示部とを有し、前記表示部は、前記被検体の形態画像もしくは脳機能画像と、前記被検体上における前記光照射手段および前記光検出手段の位置を重畳表示するよう構成され、前記重畳表示に基づき、前記プローブの、前記被検体上における配置位置を定めることを特徴とする。

【0017】

(2) 前記(1)の生体計測装置において、前記光照射手段および前記光検出手段の略

50

中点位置を、計測点とし、前記表示部は、前記被検体の形態画像もしくは脳機能画像と、前記被検体上における前記光照射手段および前記光検出手段の位置と、前記計測点の位置とを重畳表示することを特徴とする。

【0018】

(3) 前記(1)の生体計測装置において、前記被検体の形態画像もしくは脳機能画像を保存する記憶部を設け、前記表示部は、前記被検体上における前記光照射手段および前記光検出手段の位置と、計測に先立ち予め撮影され、前記記憶部に保存された前記形態画像もしくは脳機能画像とを重畳表示するよう構成されていることを特徴とする。

【0019】

(4) 前記(1)の生体計測装置において、前記形態画像もしくは脳機能画像上の所定の計測対象領域と、前記計測点の位置との距離が、所定距離内に入ったとき、アラームで通知する手段を設けてなることを特徴とする。また、前記アラームで通知する手段は、アラーム音を発生する音声装置か、または、前記表示部が、アラームを表示するよう構成されていることを特徴とする。

10

【0020】

(5) 前記(1)の生体計測装置において、前記プローブの3次元位置を検出する位置検出装置を有し、前記形態画像もしくは脳機能画像上の所定の計測対象領域と前記プローブの3次元位置との距離が所定距離内に入ったとき、アラームで通知するよう構成したことを特徴とする。

【0021】

(6) 前記(1)の生体計測装置において、前記形態画像もしくは脳機能画像上の前記所定の計測対象領域に対応する前記被検体上の位置に、前記位置検出装置を用いて前記プローブを配置する制御装置を有することを特徴とする。

20

【0022】

(7) 前記(1)の生体計測装置において、前記形態画像もしくは脳機能画像は、3次元画像であることを特徴とする。また、前記形態画像は、前記被検体のMRI画像もしくはX線CT画像であり、前記脳機能画像は、前記被検体のfMRI画像、PET画像、脳波画像、脳磁界画像、生体光計測画像、SPECT画像のうち何れか一画像であることを特徴とする。

【0023】

(8) 被検体に光を照射する光照射手段と、前記光照射手段から照射され前記被検体内を伝播した通過光を検出する光検出手段とを備え、前記被検体に装着するためのプローブと、前記光検出手段で検出された信号に基づき、前記被検体内部の代謝物質濃度を求める演算部と、前記演算部で求められた前記代謝物質濃度を表示する表示部と、計測データを保存する記憶部とを有し、前記表示部は、前記被検体の前記形態画像もしくは脳機能画像と、前記被検体上に配置した前記光照射手段および前記光検出手段の位置とを重畳表示するよう構成され、前記重畳表示に基づき、前記プローブの、前記被検体上における配置位置を定めることを特徴とする。

30

【0024】

(9) 前記(8)の生体計測装置において、前記表示部は、前記被検体の前記形態画像もしくは脳機能画像と、前記被検体上における前記光照射手段および前記光検出手段の位置と、前記記憶部に保存された、過去の計測における前記被検体上に配置した前記光照射手段および前記光検出手段の位置とを重畳表示するよう構成され、前記重畳表示に基づき、前記プローブの、再計測時の前記被検体上における配置位置を定めることを特徴とする。

40

【0025】

(10) 前記(8)の生体計測装置において、前記光照射手段および前記光検出手段の略中間点を、計測点とし、前記表示部は、前記被検体の形態画像もしくは脳機能画像と、前記被検体上における前記光照射手段および前記光検出手段の位置と、前記計測点の位置とを重畳表示することを特徴とする。

50

【0026】

(11) 前記(8)の生体計測装置において、前記形態画像もしくは脳機能画像上の所定の計測対象部位と、前記計測点の位置との距離が、所定距離内に入ったとき、アラームで通知する手段を設けてなることを特徴とする。

【0027】

(12) 前記(8)の生体計測装置において、前記過去の計測における前記被検体上に配置した前記光照射手段および前記光検出手段の位置と、現在の前記光照射手段および前記光検出手段の位置とが所定距離内に入ったとき、アラームで通知する手段を設けてなることを特徴とする。また、前記アラームで通知する手段は、アラーム音を発生する音声装置が、または、前記表示部がアラームを表示するよう構成されていることを特徴とする。

10

【0028】

(13) 前記(8)の生体計測装置において、前記形態画像もしくは脳機能画像は、3次元画像であることを特徴とする。また、前記形態画像は、前記被検体のMRI画像もしくはX線CT画像であり、前記脳機能画像は、前記被検体のfMRI画像、PET画像、脳波画像、脳磁界画像、生体光計測画像、SPECT画像のうち何れか一画像であることを特徴とする。

【0029】

(14) 被検体に光を照射する複数の光照射手段と、前記光照射手段から照射され前記被検体内を伝播した通過光を検出する複数の光検出手段とを備え、前記被検体に装着するためのプローブと、前記光検出手段で検出された信号に基づき、前記被検体内部の代謝物質濃度を求める演算部と、前記演算部で求められた前記代謝物質濃度を表示する表示部と、計測データを保存する記憶部とを有し、前記光照射手段および前記光検出手段の略中点位置を、計測点とし、前記表示部は、前記被検体の前記形態画像もしくは脳機能画像と、前記被検体上における前記光照射手段および前記光検出手段の位置と、前記記憶部に保存された、過去の計測における前記被検体上に配置した前記光照射手段および前記光検出手段の位置とを重畳表示し、前記形態画像もしくは脳機能画像上の所定の計測対象部位と、前記計測点の位置との距離が、所定距離内に入ったとき、および/または、前記過去の計測における前記被検体上に配置した前記光照射手段および前記光検出手段の位置と、現在の前記光照射手段および前記光検出手段の位置とが所定距離内に入ったとき、アラームで通知するよう構成したことを特徴とする。

20

30

【発明の効果】

【0030】

本発明によれば、感度が最大となる位置に光照射器および光検出器を配置し、プローブの再装着時の位置再現性の高い、生体光計測装置が実現できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0031】

以下、本発明の実施例について、図面を参照して説明する。

【0032】

(実施例1)

図3は、本発明の第1の実施例になる生体光計測装置の構成を示す。

40

【0033】

形態画像撮影装置302により予め撮影した被検体301の形態画像は、記憶装置303に保存される。光計測制御装置309は記憶装置303から形態画像を読み出し、表示装置304上に表示する。領域指定装置305により注目領域を指定し、演算装置306は該注目領域に基づいて推奨プローブ位置を算出する。被検者301の頭部に装着したプローブ307には、光ファイバー311が固定されており、光計測制御装置309からの命令に従って光照射器310から照射された照射光は、光ファイバー311を通過して被検者301の頭皮上から照射される。被検者301の頭部を通過した光は、プローブ307に固定された光ファイバー313を通過して、光検出器312により検出され、演算装置306により信号処理が行われる。プローブ307に固定されたプローブ位置検出装置308

50

は、プローブ 307 の 3 次元位置を検出する。

【0034】

演算装置 306 は、記憶装置 303 に保存された前記形態画像と、前記推奨プローブ位置と、前記プローブ 307 の 3 次元位置との合成画像を作成し、表示装置 304 上に該合成画像を表示する。さらに、演算装置 306 は、前記推奨プローブ位置と、前記プローブの 3 次元位置との距離が所定距離内に入ったときに、アラーム 314 によりアラームを発する。

【0035】

図 3 に示す実施例では、予め撮影した被検体の形態画像とプローブ位置との合成画像を作成する例について説明しているが、予め撮影した被検体の脳機能画像であっても構わない。該脳機能画像は、例えば、fMRI、PET、脳波計測装置、脳磁界計測装置、生体光計測装置、SPECT などを用いて計測することができる。

10

【0036】

前記合成画像の表示例を、図 2 に示す。図 2 において、201 は形態画像であり、例えば、MRI 装置や X 線 CT など撮影した 3 次元画像である。202 は予め指定した注目領域であり、例えば、前記形態画像から抽出された脳梗塞巣や、運動野などの特定の領域である。203 は注目領域の位置から算出される推奨プローブ位置であり、204 はプローブ位置検出装置 308 により検出された、現在のプローブ位置である。前記推奨プローブ位置 203 および前記現在のプローブ位置 204 は、識別が付きやすいように異なる配色で表示する。また、注目領域 202 も同時に形態画像 201 上に重畳表示してもよい。この場合、前記注目領域の位置が識別しやすいように、該注目領域の輪郭を形態画像 201 および推奨プローブ位置 203 および現在のプローブ位置 204 とは異なる配色、あるいは異なる画素値レベルで表示する。また、前記注目領域の重心位置も同時に重畳表示してもよい。

20

【0037】

図 2 の実施例では、形態画像上に注目領域やプローブ位置などを重畳表示する例について説明しているが、前記形態画像の代わりに fMRI、PET、脳波計測装置、脳磁界計測装置、生体光計測装置、SPECT など計測した脳機能画像上に、注目領域やプローブ位置を重畳表示しても良い。

【0038】

形態画像の表示断面は平面であるのに対し、プローブ 307 を固定する頭皮は曲面であるため、プローブ位置を形態画像上に重畳表示する場合には、図 15 に示す例のように、該表示断面上へのプローブ位置の投影を表示する必要がある。例えば、脳 1502 内の梗塞巣 1503 を通る断面 A (1504) に平行な断面を、形態画像の表示断面とする場合を考える。プローブ 1505 を頭部形状に沿って図の位置に固定すると、プローブ上に一定間隔で配置された光照射 (検出) ファイバー保持部 1506 ~ 1508 は、表示断面 A (1504) 上の 1509 ~ 1511 の位置に投影される。これらの位置 1509 ~ 1511 は、例えば、頭皮 1501 に沿った曲面の 1506 ~ 1508 の各位置における法線が、断面 A (1504) と交わる位置とする。

30

【0039】

図 15 の実施例では、プローブ位置を形態画像上に重畳表示する場合の投影表示について述べたが、fMRI で計測した脳機能画像上にプローブ位置を重畳表示する場合も、同様に投影表示を行う。

40

【0040】

また、3 次元の形態画像では、特定の断面ではなく、所望の断面を表示できることが望ましい。特に、脳梗塞巣等の位置に基づいて注目領域を決定する場合、どの断面に梗塞巣が存在するのかが不明であるため、任意の断面の形態画像を参照するための手段が必要である。そこで、図 8 に示すように、プローブ位置表示ウィンドウ 801 に表示断面選択手段 802 を設けることにより、所望の断面の形態画像 803 ~ 805 と該断面に投影したプローブ位置 806 ~ 808 を表示させる。複数断面のプローブ位置表示ウィンドウは、

50

断面毎に別個のウィンドウを表示させてもよいし、共通のプロープ位置表示ウィンドウで、表示断面選択手段を用いてプロープ位置と重畳表示する形態画像の断面を変化させてもよい。

【0041】

図8の実施例では、3次元の形態画像の所望の断面を表示する例について述べたが、fMRI、PET、脳波計測装置、脳磁界計測装置、生体光計測、SPECTなどで計測した3次元の脳機能画像上にプロープ位置を重畳表示する場合も、同様にして前記脳機能画像の所望の断面を表示する。

【0042】

脳梗塞巣などの病巣は、拡散強調画像やT2強調画像などのMRI画像において、周辺領域とのコントラストの違いにより抽出することができる。この場合、前記形態画像上でポインティングデバイス等を用いて注目領域を指定するか、あるいは周辺領域との画素値の違いを利用して、特定範囲の画素値を有する領域をリージョングロウイング法などにより自動的、あるいは半自動的に抽出する。病巣を注目領域として抽出する場合、様々な計測方法の画像を参照する必要がある場合がある。例えば、MRI画像の中でも、T1強調画像、T2強調画像、拡散強調画像、神経線維束画像など、組織間コントラストの性質が異なる複数の画像を用いることにより、様々な病巣の抽出に対応できる。また、これらの形態画像上にfMRI、PET、脳波計測装置、脳磁界計測装置、生体光計測、SPECTなどで計測した脳機能画像を重畳した合成画像を用いても良いし、脳機能画像単独で用いても良い。

10

20

【0043】

従って、例えば、図10に示すような画像選択手段を備えることが望ましい。画像選択ウィンドウ1001において、画像選択ボタン1002で表示したい画像の種類を選択する。画像選択ボタン1002は例えばラジオボタンなどとする。決定ボタン1003をクリックすることにより、前記選択した画像1005が注目領域・プロープ位置表示ウィンドウ1004上に表示される。前記画像上で注目領域1006を抽出し、該画像上に重畳表示する。必要に応じて、断面選択手段1007により表示断面を変更しても良い。また、選択した画像以外の画像を表示したい場合は、再選択ボタン1008をクリックし、再び画像選択ウィンドウ1001で表示したい画像の種類を選択する。

【0044】

また、運動野などの特定の領域を注目領域とする場合、例えば、ブロードマン地図を用いることができる。ブロードマン地図とは、大脳皮質の各部位を機能毎に分けて番地付けたもので、該番地とTalairach(タライラック)の標準脳座標との対応関係がわかっている。従って、該標準脳を前記形態画像の形状に変換するための画像変換係数を求め、該変換係数を用いて前記ブロードマン地図の所定の番地の領域を画像変換することにより、前記形態画像における前記所定の番地の領域が得られる。

30

【0045】

図9は、前記ブロードマン地図における所定の番地領域を注目領域とした場合の、領域選択手段および画像表示例を示したものである。注目領域・プロープ位置表示ウィンドウ901には、任意断面の形態画像902とともに注目領域およびプロープ位置などが重畳表示される。領域選択ウィンドウ903において、任意のブロードマン番地904を選択し、選択ボタン905をクリックして決定する。番地番号を文字入力する等、他の選択方法を用いても構わない。前述の画像変換方法等を用いて、選択したブロードマン番地904の領域を、前記形態画像の形状に合うように変換し、注目領域906、907として形態画像902上に重畳表示する。該注目領域に基づいて推奨プロープ位置908を算出し、同様に形態画像902上に重畳表示する。

40

【0046】

ブロードマン地図の他にも、例えば、MNI標準脳座標に基づいた領域ラベル法(参照:N. Tzourio-Mazoyer et al., Neuroimage 15, 273-289 (2002))を用いてもよい。

【0047】

50

プローブ位置検出の手段としては、例えば、機械式、光学式、磁気センサ方式、音波式、カメラ撮影方式などがあり、いずれを採用しても構わない。ここでは、磁気センサ方式を用いた場合の位置検出方法を、図11を用いて説明する。

【0048】

磁気ソース1102は、互いに直交する3方向に磁界を発生させる3つのコイルからなり、駆動回路1103から供給される交流電流により3次元磁界を発生する。被検者1101の頭部に配置したプローブ1104上に、磁気センサ1107を固定しておく。磁気センサ1107を固定する位置は、例えば、光照射ファイバー保持部1105および光検出ファイバー保持部1106の略中点位置(計測点)とし、少なくとも3箇所に取り付けることが望ましい。磁気センサ1107は、互いに直交する3つのコイルからなり、検出回路1108に検出信号を送る。検出回路1108は、磁気ソース1102の発生する交流磁界が、磁気センサ1107の各コイルを貫くことにより該コイルに生じる電流を増幅し、位置データを出力する。

10

【0049】

また、磁気センサ1107は、被検者1101上の少なくとも1つの基準点1113にも取り付けられ、基準点1113の位置情報は、実空間座標値算出部1109に送られる。基準点1113としては、例えば脳波電極の標準配置法10/20法(テン/トウェンティ法)の基準点である、鼻根(ナジオン)、後頭結節(イニオン)、左右の耳介前点などを用いることができる。被検体1101の形態画像を撮影する際、前記基準点1113に基準点マーカーを貼り付けておくことにより、前記形態画像の座標系における前記基準点座標を算出することができる。基準点マーカーには、形態画像撮影装置で撮影した形態画像上において、容易に識別できる物質を用いることが望ましい。例えば、MRI装置を用いて形態画像を撮影する場合には、ビタミンD、ビタミンEなどの脂溶性薬カプセルを基準点マーカーとすればよい。また、X線CTを用いる場合には、X線を吸収する金属球などを基準点マーカーとすればよい。

20

【0050】

実空間座標算出部1109では、前記磁気ソース1102の位置を基準点として、前記プローブ1104上および前記基準点1113上に取り付けた、前記磁気センサ1107の実空間座標を算出する。画像空間算出部1110では、前記形態画像上の前記基準点マーカーの位置から、前記形態画像の座標系における前記基準点1113の座標を算出する。さらに、前記形態画像の座標系における前記基準点1113の座標と、前記磁気センサ1107の実空間座標に基づき、前記形態画像の座標系における前記プローブ1104の座標を算出する。画像合成部1111では、形態画像の座標系における前記プローブ1104の座標に基づき、前記形態画像上に前記プローブ1104の位置を重畳した合成画像を作成し、表示装置1112において、該合成画像を表示する。

30

【0051】

機械式の位置検出手段を用いる場合は、マニピュレータのアームを前記基準点1113や前記プローブ1104上の任意の位置に接触させる。この時、ポテンシオメータやエンコーダなどにより、前記アームの直線変位量および回転変位量を求め、前記マニピュレータ座標系における、前記任意の位置の位置情報を算出する。磁気センサ方式を用いた場合と同様に、前記基準点の位置情報をも検出することにより、該基準点を基準とする相対座標が得られ、さらに前記形態画像における前記基準点マーカー位置の位置情報から、前記形態画像の座標系における前記任意位置の座標を算出することができる。

40

【0052】

光学式の位置検出手段を用いる場合は、前記基準点1113および前記プローブ1104上の任意の位置にマーカーを貼り付けておき、複数のCCDカメラで撮影した画像と、CCDカメラの位置、基準点1113の位置情報とから、前記形態画像の座標系における、前記プローブ1104上の任意の位置の座標を算出することができる。

【0053】

音波式位置検出手段では、音波源から送信された音波が、対象物で反射して検出器まで

50

返ってくるまでの時間と音速とから、対象物と前記音波式位置検出手段との距離を計測する。あるいは、音波源から送信された音波と、対象物に反射して検出器まで返ってきた音波との位相差と、音速とから対象物と前記音波式位置検出手段との距離を計測する。前記対象物として、前記プローブ1104の任意の位置を選択し、前記音波式位置検出手段の座標系における、前記任意の位置の位置情報を算出する。また、前記対象物として前記基準点1113を選択し、前記音波式位置検出手段の座標系における、前記基準点の位置情報を算出することにより、該基準点を基準とする相対座標が得られ、さらに前記形態画像における基準点マーカー位置の位置情報から、前記形態画像の座標系における、前記プローブ1104上の任意の位置の座標を算出することができる。

【0054】

10

カメラ撮影方式では、複数台のカメラを用いて、プローブを装着した状態の被検体の周囲から複数アングルの画像を撮影する。該複数アングルの画像から、前記プローブを装着した状態の被検体の3次元的な外形画像を算出し、記憶手段に保存しておく。再計測を行う場合に、再び被検体にプローブを装着した状態で、被検体の周囲から複数アングルの画像を撮影する。該複数アングルの画像から得られた外形画像と、過去に撮影した外形画像との間で、画像の一致度の判定を行い、所定の一致度が得られるまでプローブ位置の変更とカメラ撮影、および画像の一致度の判定を繰り返す。該画像の一致度の判定には、画像マッチング法(パターンマッチング法)を用いることができる。

【0055】

次に、推奨プローブ位置の決定方法について、図5を用いて説明する。図5は、生体光計測装置のプローブにおける、光照射ファイバー保持部501および光検出ファイバー保持部502の配置例を示している。光照射ファイバー保持部501および光検出ファイバー保持部502は一定の間隔で交互に配置され、その略中点位置が計測点503である。先述したように、生体光計測の信号検出感度は、前記計測点503において最大となる。そこで、注目領域504の重心505が前記計測点503の直下に配置されるように、推奨プローブ位置を決定する。前記プローブは複数の計測点を有するため、複数通りの推奨プローブ位置が存在する。このような場合、例えば前記プローブ上で最も中心に近い計測点であり、現在のプローブ位置との距離が最も短い計測点を選択することにより、前記推奨プローブ位置を一意に決定することができる。

20

【0056】

前記推奨プローブ位置と前記プローブの3次元位置との距離を算出するには、少なくとも3箇所における距離を考慮することが望ましい。例えば、図5に示す例では、506、507、508の位置を距離算出点として予め決めておき、推奨プローブ位置およびプローブ307上の、対応する距離算出点間の距離をそれぞれ算出する。すべての距離算出点間の距離が、所定距離範囲内に入った場合に、アラーム314によりアラームを発する。

30

【0057】

図12に示すように、本実施例では、操作者1202がプローブ位置を手動で調整するため、被検体1201の頭部に置かれたプローブ1203の位置は、操作者1202によって保持された状態で、プローブ1203に固定された磁気センサ1204、および磁気ソース1205等で構成される位置検出装置によって検出され、近赤外光計測装置1206のプローブ位置表示ウィンドウ1207上に表示される。プローブ位置と推奨プローブ位置との距離が所定の範囲内に入ると、アラーム1208からのアラーム音やプローブ位置一致度のインジケータ1209の表示等により、プローブ1203が所望の位置に配置されたことを操作者1202に通知する。ここでは、プローブ位置を検出する位置検出装置が、磁気センサ方式である場合について述べたが、特にこれに限定されるものではない。

40

【0058】

次に、再計測を行う際に、過去に用いたプローブ位置や計測データを参照する場合の過去データ参照手段の例について、図6を用いて説明する。

【0059】

50

キーボードやカードリーダー等の入力デバイスを用いて患者IDを入力することにより、該当患者の過去データがデータベースより読み出され、過去データ選択ウィンドウ601上に、過去データのリストがロードされる。同時に、患者IDや患者氏名が患者ID表示欄602や患者氏名表示欄603に表示され、患者の確認を行うことができる。データ番号欄604、計測日時欄605、備考欄606の内容を参考に、選択する過去データ607を指定する。備考欄606には、計測部位や脳機能計測におけるタスクの内容等、計測条件に関する特記事項等が記入できる。図6に示す例では、過去データリスト上で選択したい過去データのデータ番号欄604、あるいは計測日時欄605、あるいは備考欄606をクリックすることにより、選択した過去データの表示色等が変化する。この状態で、プローブ位置表示ボタン608あるいはデータ表示ボタン609をクリックする。

10

【0060】

プローブ位置表示ボタン608をクリックした場合には、プローブ位置表示ウィンドウ610に、選択した過去データのプローブ位置が反映され、形態画像611上に過去データ取得時のプローブ位置612が重畳表示される。プローブ位置調整中には、前記形態画像上に現在のプローブ位置613も重畳表示される。データ表示ボタン609をクリックした場合には、過去データ表示ウィンドウ614に、選択した過去データの近赤外光トポグラフィ画像615等が表示され、プローブ位置調整中には、現在のプローブ位置616も重畳表示される。プローブ位置表示ボタン608およびデータ表示ボタン609を別々の設けずに、ひとつのボタンをクリックすることにより、過去のプローブ位置および過去データの両方が表示されるようになっていても良い。また、プローブ位置表示ウィンドウ610および過去データ表示ウィンドウ614を別々に設けずに、同一の形態画像上に過去のプローブ位置および過去データを重畳表示しても良い。

20

【0061】

また、計測データとともに、プローブ位置や注目領域、注目チャンネル等を保存しておく、再計測時のプローブ位置決定の際に有効である。このようなデータ保存時のオプション指定について、図7を用いて説明する。

【0062】

キーボードやカードリーダー等の入力デバイスを用いて、過去データウィンドウ701上の患者ID欄702および患者氏名欄703に、それぞれ患者ID、患者氏名を入力する。さらにデータ番号欄704、計測日時欄705、および備考欄706に、それぞれデータ番号、計測日時、計測条件に関する特記事項を入力する。保存オプション指定欄707で、プローブ位置708、注目領域709、注目チャンネル710等、所望のオプション情報を選択し、保存ボタン711をクリックすることにより、患者ID、患者氏名、データ番号、計測日時、計測条件に関する特記事項、計測データとともに、計測位置に関する情報を保存する。

30

【0063】

保存オプションとして注目領域709を選択した場合には、注目領域指定ウィンドウ712に表示された形態画像713上で、注目領域714を指定し、決定ボタン715をクリックして保存する注目領域を決定する。注目領域は、前述のようにポインティングデバイスにより領域を指定してもよいし、リージョングロウイング法等を用いて特定範囲の画素値を有する領域を抽出してもよいし、ブロードマン地図等を用いて特定の領野を指定してもよい。保存オプションとして注目チャンネル719を選択した場合には、注目チャンネル指定ウィンドウ716に重畳表示された形態画像717およびプローブ位置718上で、注目チャンネル719を指定し、決定ボタン720をクリックして保存する注目チャンネルを決定する。注目チャンネル719は、複数であっても構わない。

40

【0064】

本発明を実施する場合の操作フローを、図1および図3を用いて説明する。

【0065】

まず、形態画像撮影が必要であれば(ステップ101)、被検体301の形態画像の撮影を行い(ステップ102)、記憶装置303に該形態画像を保存しておく(ステップ1

50

03)。過去に撮影した形態画像を用いる場合には、ステップ102～103の操作は行わない。次に、生体光計測装置を用いた計測に先立って、プローブ位置の決定を行う。記憶装置303に保存されたデータの中から所望の形態画像を選択し(ステップ104)、表示装置304上に表示する(ステップ105)。この時、過去データがある場合(ステップ106)は、該過去データの取得時に用いたプローブ位置を前記形態画像上に重畳表示してもよい(ステップ107)。前記形態画像および過去のプローブ位置等を参考にして、領域指定装置305を用いて注目領域を指定し(ステップ108)、該注目領域に基づいて演算装置306が推奨プローブ位置を算出する(ステップ109)。

【0066】

続いて、プローブ位置検出装置308が検出した現在のプローブ位置と、該推奨プローブ位置との距離Rを演算装置306が算出する(ステップ110)。該距離Rが予め定めた閾値 R_t よりも小さくなった時(ステップ111)、音や視覚的なアラームで通知する(ステップ112)。引き続き、受光強度の計測を行い(ステップ113)、計測感度の十分な位置にプローブがセットされているかどうかの確認を行う。感度が不十分でプローブ位置の再調整が必要な場合は(ステップ114)、再びプローブ位置を変化させて、十分な計測感度が得られるまでステップ110～113の操作を繰り返す。プローブ位置が決定したら、生体光信号の計測を行い(ステップ115)、記憶装置303にデータおよびプローブ位置を保存する(ステップ116)。

【0067】

先述したように、生体光計測装置は大脳皮質のヘモグロビン濃度変化を計測する装置であり、脳の深部領域の計測には適していない。一方、脳梗塞は大脳皮質近傍のみでなく、脳の深部においても起こる。しかし、脳の深部に梗塞巣が存在する場合でも、梗塞巣の情報を含んだ形態画像を参照することは、生体光計測のプローブ位置の決定において重要である。例えば、図14に示すように、梗塞巣1401が右錐体路1402の途中に存在する場合、運動系の神経経路に障害が生じるため、右錐体路1402の末端にある右運動野1404の活動に変化が現れるはずである。あるいは、右運動野とほぼ対象な位置にある、左錐体路1403の末端の左運動野1405の活動も観察するべきかもしれない。

【0068】

(実施例2)

実施例2の大略は実施例1と共通であるので省略し、特徴となる点についてのみ、図4および図13に従って説明する。

【0069】

本発明により生体光計測装置の別の構成を、図4を用いて説明する。形態画像撮影装置402により予め撮影した被検体401の形態画像は、記憶装置403に保存される。光計測制御装置409は記憶装置403から形態画像を読み出し、表示装置404上に表示する。領域指定装置405により注目領域を指定し、演算装置406は該注目領域に基づいて推奨プローブ位置を算出する。

【0070】

被検者401の頭部に装着したプローブ407には、光ファイバー411が固定されており、光計測制御装置409からの命令に従って光照射器410から照射された照射光は、該光ファイバー411を通過して被検者401の頭皮上から照射される。被検者401の頭部を通過した光は、プローブ407に固定された光ファイバー413を通過して、光検出器412により検出され、演算装置406により信号処理が行われる。プローブ407に固定されたプローブ位置検出装置408は、プローブ407の3次元位置を検出する。

【0071】

演算装置406は、記憶装置403に保存された前記形態画像と、前記推奨プローブ位置と、前記プローブ407の3次元位置との合成画像を作成し、表示装置404上に該合成画像を表示する。さらに、演算装置406は、前記推奨プローブ位置および前記プローブ407の3次元位置との距離を算出し、プローブ位置制御装置414は該距離に基づいてプローブ407を前記推奨プローブ位置に配置する。

10

20

30

40

50

【0072】

本実施例では、プローブ1302は、プローブ位置制御アーム1306の先端に取り付けられ、被検体1301の頭部表面に沿って移動する。プローブ位置制御アーム1306の動きは、近赤外光計測装置1305内部の制御装置により制御され、同時にプローブ1302に固定された磁気センサ1303、および磁気ソース1304等で構成される位置検出装置によって、プローブ1302の位置が検出され、近赤外光計測装置1305のプローブ位置表示ウィンドウ1307上に表示される。プローブ位置と推奨プローブ位置との距離が所定の範囲内に入ると、プローブ位置制御アーム1306の動きは停止し、プローブ1302の位置が確定する。プローブ位置一致度のインジケータ1308等により、プローブ位置の一致度を表示してもよい。ここでは、プローブ位置を検出する位置検出装置が、磁気センサ方式である場合について述べたが、特にこれに限定されるものではない。

10

【0073】

以上詳述したように、本発明によれば、感度が最大となる位置に光照射器および光検出器を配置し、プローブの再装着時の位置再現性の高い、生体光計測装置が実現できる。

【図面の簡単な説明】

【0074】

【図1】本発明を実施するための操作フローを説明する図。

【図2】実施例1および2において、形態画像と注目領域、推奨プローブ位置、および現在のプローブ位置を重畳表示する場合の表示例を示す図。

20

【図3】実施例1の装置構成を説明する図。

【図4】実施例2の装置構成を説明する図。

【図5】実施例1および2において、推奨プローブ位置の決定方法を説明する図。

【図6】実施例1および2において、過去に用いたプローブ位置や計測データを参照する場合の過去データ参照手段の例を示す図。

【図7】実施例1および2において、データとともにプローブ位置、注目領域、注目チャンネル等を保存する方法を説明する図。

【図8】実施例1および2において、プローブ位置表示ウィンドウに所望の断面の形態画像を表示させる方法を説明する図。

【図9】実施例1および2において、ブロードマン地図における所定の番地領域を選択し、画像表示する手段を示す図。

30

【図10】実施例1および2における画像選択手段の例を示す図。

【図11】実施例1および2において、磁気センサ方式を用いた場合の位置検出方法を説明する図。

【図12】実施例1の生体光計測装置を使用する様子を示す図。

【図13】実施例2の生体光計測装置を使用する様子を示す図。

【図14】脳の深部に梗塞巣が存在する場合の例を示す図。

【図15】実施例1および2において、プローブ位置を形態画像上に投影する方法を説明する図。

【符号の説明】

40

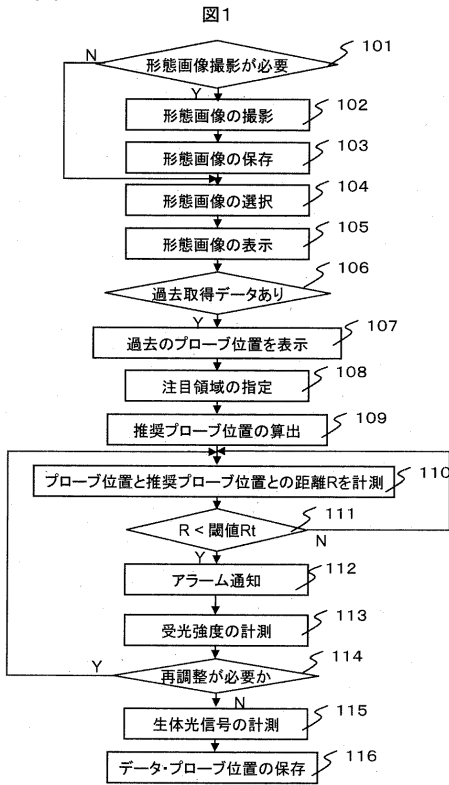
【0075】

201...形態画像、202...注目領域、203...推奨プローブ位置、204...現在のプローブ位置、301...被検体、302...形態画像撮影装置、303...記憶装置、304表示装置、305...領域指定装置、306...演算装置、307...プローブ、308...プローブ位置検出装置、309...光計測制御装置、310...光照射器、311...光ファイバー、312...光検出器、313...光ファイバー、314...アラーム、401...被検体、402...形態画像撮影装置、403...記憶装置、404表示装置、405...領域指定装置、406...演算装置、407...プローブ、408...プローブ位置検出装置、409...光計測制御装置、410...光照射器、411...光ファイバー、412...光検出器、413...光ファイバー、414...プローブ移動装置、501...光照射ファイバー保持部、502...光検出フ

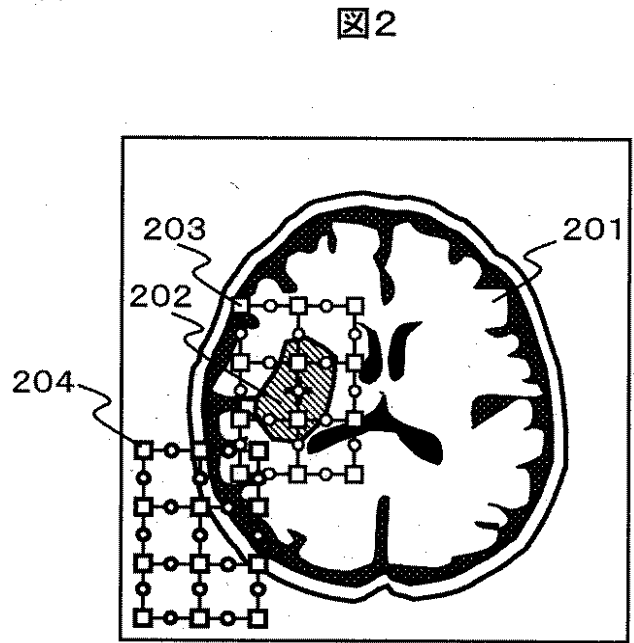
50

ファイバー保持部、503計測点、504...注目領域、505...注目領域の重心、506、
 507、508...位置合わせ基準点、601...過去データ選択ウィンドウ、602...患者
 ID表示欄、603...患者氏名表示欄、604...データ番号欄、605...計測日時欄、6
 06...備考欄、607...選択する過去データ、608...プローブ位置表示ボタン、609
 ...データ表示ボタン、610...プローブ位置表示ウィンドウ、611...形態画像、612
 ...過去データ取得時のプローブ位置、613、616...現在のプローブ位置、614...過
 去データ表示ウィンドウ、615...近赤外光トポグラフィ画像、701...過去データ選択
 ウィンドウ、702...患者ID欄、703...患者氏名欄、704...データ番号欄、705
 ...計測日時欄、706...備考欄、707...保存オプション指定欄、708...プローブ位置
 保存指定、709...注目領域保存指定、710...注目チャンネル保存指定、711...保存 10
 ボタン、712...注目領域指定ウィンドウ、713、717...形態画像、714...注目領
 域、715、719...決定ボタン、716...注目チャンネル指定ウィンドウ、718...プ
 ローブ位置、719...注目チャンネル、720...決定ボタン、801...プローブ位置表示
 ウィンドウ、802...表示断面選択手段、803...形態画像の断面A、804...形態画像
 の断面B、805...形態画像の断面C、806...断面A上に投影したプローブ位置、80
 7...断面B上に投影したプローブ位置、808...断面C上に投影したプローブ位置、90
 1...注目領域・プローブ位置表示ウィンドウ、902...形態画像、903...視野選択ウイ
 ンドウ、904...ブロードマン番地、905...選択ボタン、906、907...注目領域、
 908...推奨プローブ位置、1001...画像選択ウィンドウ、1002...画像選択ボタ
 ン、1003...決定ボタン、1004...注目領域・プローブ位置表示ウィンドウ、1005 20
 ...画像、1006...注目領域、1007...断面選択手段、1008...再選択ボタン、11
 01...被検体、1102...磁気ソース、1103...駆動回路、1104...プローブ、11
 05...光照射ファイバー保持部、1106...光検出ファイバー保持部、1107...磁気セ
 ンサ、1108...検出回路、1109...実空間座標値算出部、1110...画像空間算出部
 、1111...画像合成部、1112...表示装置、1113...基準点、1201...被検体、
 1202...操作者、1203...プローブ、1204...磁気センサ、1205...磁気ソース
 、1206...近赤外光計測装置、1207...プロ-ブ位置表示ウィンドウ、1208...ア
 ラーム、1209...プローブ位置一致度のインジケータ、1301...被検体、1302...
 プローブ、1303...磁気センサ、1304...磁気ソース、1305...近赤外光計測装置
 、1306...プローブ位置制御アーム、1307...プロ-ブ位置表示ウィンドウ、130 30
 8...プローブ位置一致度のインジケータ、1401...梗塞巣、1402...右錐体路、14
 03...左錐体路、1404...右運動野、1405...左運動野、1501...頭皮、1502
 ...脳、1503...梗塞巣、1504...断面A、1505...プローブ、1506、1507
 、1508...光照射(検出)ファイバー保持部、1509、1510、1511...断面A
 上に投影した光照射(検出)ファイバー保持部の位置。

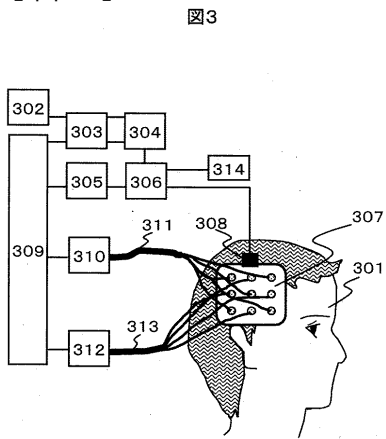
【 図 1 】



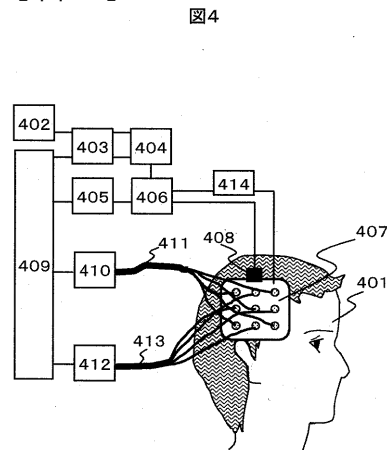
【 図 2 】



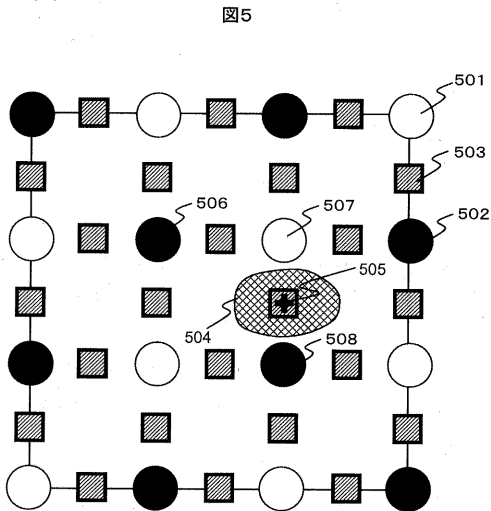
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】

図6

番号	日時	備考
01	04/05/15 10:30	運動野、訓練1
02	04/05/15 10:45	運動野、訓練2
03	04/05/30 13:15	運動野、訓練1
04	04/05/30 13:30	運動野、訓練2
05	04/06/13 10:15	運動野、訓練1
06	04/06/13 10:30	運動野、訓練2
07	04/06/27 15:10	運動野、訓練1
08	04/06/27 15:25	運動野、訓練2

患者ID: 0234 患者氏名: 日立太郎

プローブ位置表示

過去データ06

【 図 7 】

図7

患者ID: 0234 患者氏名: 日立太郎

番号: 09

日時: 04/07/10 10:30

備考: 運動野、訓練1

保存オプション

- プローブ位置
- 注目領域
- 注目チャンネル

保存

注目領域指定

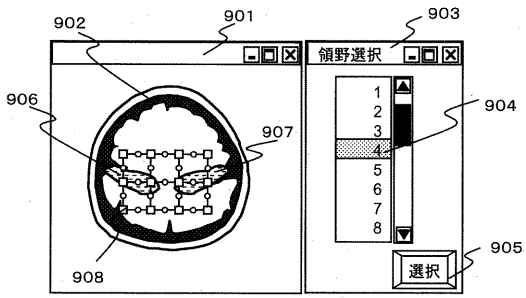
注目チャンネル指定

【 図 8 】

図8

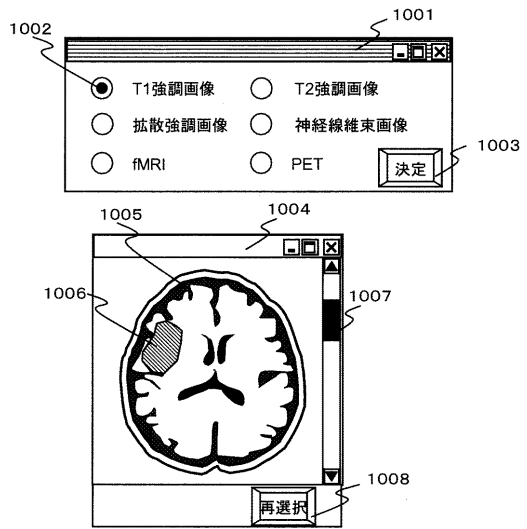
【 図 9 】

図9



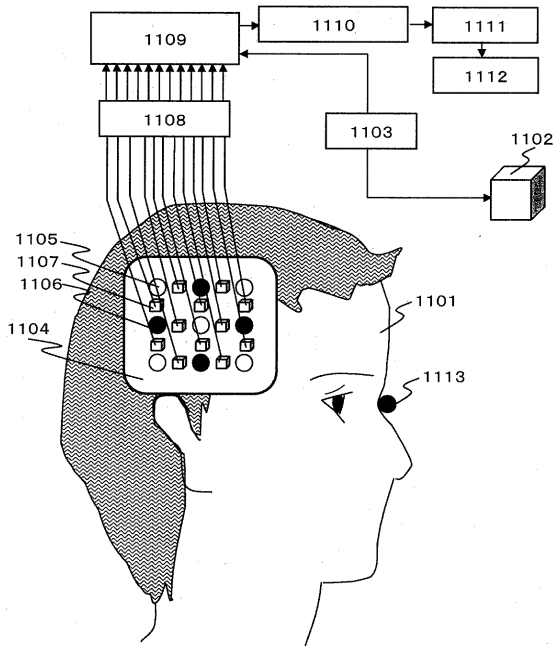
【 図 10 】

図10



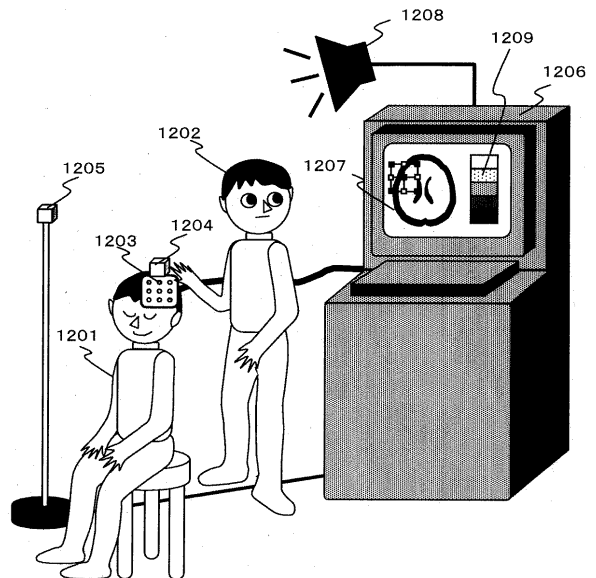
【 図 11 】

図11



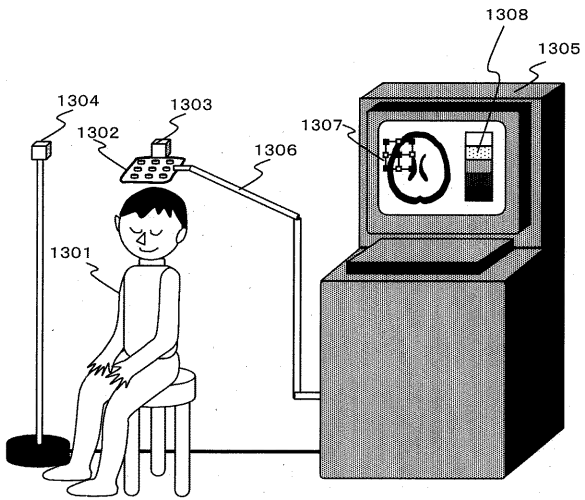
【 図 12 】

図12



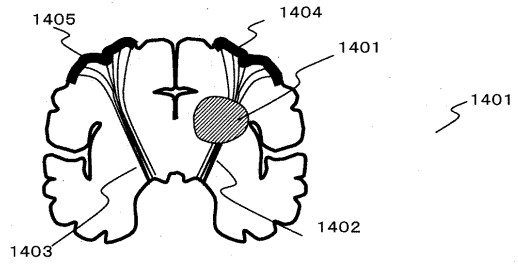
【 図 1 3 】

図13



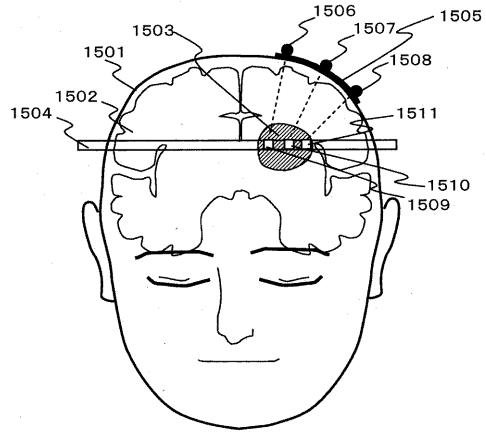
【 図 1 4 】

図14



【 図 1 5 】

図15



フロントページの続き

(72)発明者 木口 雅史

埼玉県比企郡鳩山町赤沼2 5 2 0番地 株式会社日立製作所基礎研究所内

(72)発明者 山本 剛

埼玉県比企郡鳩山町赤沼2 5 2 0番地 株式会社日立製作所基礎研究所内

Fターム(参考) 2G059 AA01 AA05 BB12 CC18 EE01 EE02 FF02 HH01 JJ17 KK01
4C038 KK01 KL05 KL07 KM03 KY01