

(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2014-100227

(P2014-100227A)

(43) 公開日 平成26年6月5日(2014. 6. 5)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/18 (2006.01)	A 6 1 B 5/18	3 D 0 3 7
A 6 1 B 5/0476 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 2 2	4 C 0 2 7
G 0 8 G 1/16 (2006.01)	G 0 8 G 1/16 F	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/0402 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 O U	5 H 1 8 1
B 6 0 K 28/06 (2006.01)	B 6 0 K 28/06 A	
審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 17 頁)		

(21) 出願番号 特願2012-253237 (P2012-253237)
 (22) 出願日 平成24年11月19日 (2012. 11. 19)

(71) 出願人 000003207
 トヨタ自動車株式会社
 愛知県豊田市トヨタ町1番地
 (74) 代理人 100088155
 弁理士 長谷川 芳樹
 (74) 代理人 100113435
 弁理士 黒木 義樹
 (74) 代理人 100116920
 弁理士 鈴木 光
 (72) 発明者 梶 洋隆
 愛知県豊田市トヨタ町1番地 トヨタ自動車株式会社内
 (72) 発明者 飯塚 尚司
 愛知県豊田市トヨタ町1番地 トヨタ自動車株式会社内

最終頁に続く

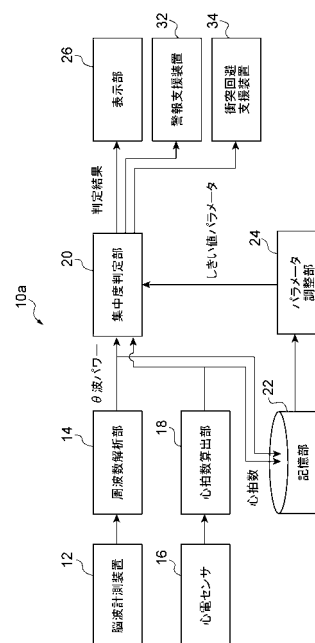
(54) 【発明の名称】 集中度推定装置、集中度推定方法、運転支援装置及び運転支援方法

(57) 【要約】

【課題】対象者が集中しているか否かをより精度良く判定することができる集中度推定装置、集中度推定方法、運転支援装置及び運転支援方法を提供する。

【解決手段】脳波計測装置12及び周波数解析部14は、対象者の脳波中のθ波のパワーの大きさ及び対象者の脳波のパワーに対するθ波のパワーの比の大きさのいずれかに基づくθ波量を解析し、心電センサ16及び心拍数算出部18は、対象者の心拍の心拍数の多さ及び心拍間隔の短さのいずれかに基づく心拍量を解析し、集中度判定部20は、θ波量と心拍量とが共に大きくなるほど、対象者の集中度をより高く推定する。これにより、F m θ波が顕著に検出されない対象者の場合であっても、θ波量の高い場合から対象者が眠気を感じている場合を区別しつつ、θ波と心拍とに基づいて、対象者が集中しているか否かを精度良く判定することができる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

対象者の脳波の直接的な測定及び前記対象者の脳波以外の生理的指標に基づく推定のいずれかにより、前記対象者の脳波中の θ 波のパワーの大きさ及び前記対象者の前記脳波のパワーに対する前記 θ 波のパワーの比の大きさのいずれかに基づく θ 波量を解析する θ 波量解析手段と、

前記対象者の心拍の心拍数の多さ及び心拍間隔の長さのいずれかに基づく心拍量を解析する心拍量解析手段と、

前記 θ 波量解析手段が解析した前記 θ 波量と前記心拍量解析手段が解析した前記心拍量とが共に大きくなるほど、前記対象者の集中度をより高く推定する、集中度推定手段と、
を備えた集中度推定装置。

10

【請求項 2】

前記対象者の前記 θ 波量の増減の周期を推定する周期推定手段をさらに備え、

前記集中度推定手段は、前記周期推定手段が推定した前記周期における前記対象者の前記 θ 波量が大きくなるほど、前記対象者の集中度をより低く推定する、請求項 1 に記載の集中度推定装置。

【請求項 3】

前記集中度推定手段は、前記 θ 波量解析手段が解析した前記 θ 波量が所定の第 1 閾値以上であり、且つ、前記心拍量解析手段が解析した前記心拍量が所定の第 2 閾値以上であるときに、前記対象者の集中度を高いと推定する、請求項 1 に記載の集中度推定装置。

20

【請求項 4】

前記集中度推定手段は、前記 θ 波量解析手段が解析した前記 θ 波量が所定の第 1 閾値以上であり、且つ、前記心拍量解析手段が解析した前記心拍量が所定の第 2 閾値以上であるときに、前記対象者の集中度を高いと推定し、前記周期推定手段が推定した前記周期における前記対象者の前記 θ 波量が所定の第 3 閾値以上であるときは、前記対象者の集中度を高いと推定しない、請求項 2 に記載の集中度推定装置。

【請求項 5】

前記集中度推定手段は、前記 θ 波量の前記第 1 閾値と前記心拍量の前記第 2 閾値との関連付けられた関係に基づいて、前記対象者の集中度を判定する、請求項 3 又は 4 に記載の集中度推定装置。

30

【請求項 6】

前記集中度推定手段は、複数の時刻において前記 θ 波量解析手段が解析した前記 θ 波量それぞれと、前記複数の時刻において前記心拍量解析手段が解析した前記心拍量それぞれとから導かれる前記心拍量に対する前記 θ 波量の関数における前記 θ 波量の極小値の前記心拍量を前記第 2 閾値とする、請求項 5 に記載の集中度推定装置。

【請求項 7】

前記対象者の覚醒度を前記対象者の心拍、呼吸、皮膚電位、瞳孔径の変化、表情及び瞬きのいずれかから前記対象者の覚醒度を推定する覚醒度推定手段をさらに備え、

前記集中度推定手段は、前記覚醒度推定手段が推定した前記覚醒度に基づいて、前記 θ 波量の前記第 1 閾値及び前記心拍量の前記第 2 閾値の少なくともいずれかを修正する、請求項 3～6 のいずれか 1 項に記載の集中度推定装置。

40

【請求項 8】

対象者の脳波の直接的な測定及び前記対象者の脳波以外の生理的指標に基づく推定のいずれかにより、前記対象者の脳波中の θ 波のパワーの大きさ及び前記対象者の前記脳波のパワーに対する前記 θ 波のパワーの比の大きさのいずれかに基づく θ 波量を解析する θ 波量解析工程と、

前記対象者の心拍の心拍数の多さ及び心拍間隔の長さのいずれかに基づく心拍量を解析する心拍量解析工程と、

前記 θ 波量解析工程で解析した前記 θ 波量と前記心拍量解析工程で解析した前記心拍量とが共に大きくなるほど、前記対象者の集中度をより高く推定する、集中度推定工程と、

50

を含む集中度推定方法。

【請求項 9】

前記対象者の前記 θ 波量の増減の周期を推定する周期推定工程をさらに含み、

前記集中度推定工程では、前記周期推定工程で推定した前記周期における前記対象者の前記 θ 波量が大きくなるほど、前記対象者の集中度をより低く推定する、請求項 8 に記載の集中度推定方法。

【請求項 10】

前記集中度推定工程では、前記 θ 波量解析工程で解析した前記 θ 波量が所定の第 1 閾値以上であり、且つ、前記心拍量解析工程で解析した前記心拍量が所定の第 2 閾値以上であるときに、前記対象者の集中度を高いと推定する、請求項 8 に記載の集中度推定方法。

10

【請求項 11】

前記集中度推定工程では、前記 θ 波量解析工程で解析した前記 θ 波量が所定の第 1 閾値以上であり、且つ、前記心拍量解析工程で解析した前記心拍量が所定の第 2 閾値以上であるときに、前記対象者の集中度を高いと推定し、前記周期推定工程で推定した前記周期における前記対象者の前記 θ 波量が所定の第 3 閾値以上であるときは、前記対象者の集中度を高いと推定しない、請求項 9 に記載の集中度推定方法。

【請求項 12】

前記集中度推定工程では、前記 θ 波量の前記第 1 閾値と前記心拍量の前記第 2 閾値との関連付けられた関係に基づいて、前記対象者の集中度を判定する、請求項 10 又は 11 に記載の集中度推定方法。

20

【請求項 13】

前記集中度推定工程では、複数の時刻において前記 θ 波量解析工程で解析した前記 θ 波量それぞれと、前記複数の時刻において前記心拍量解析工程で解析した前記心拍量それぞれとから導かれる前記心拍量に対する前記 θ 波量の関数における前記 θ 波量の極小値の前記心拍量を前記第 2 閾値とする、請求項 12 に記載の集中度推定方法。

【請求項 14】

前記対象者の覚醒度を前記対象者の心拍、呼吸、皮膚電位、瞳孔径の変化、表情及び瞬きのいずれかから前記対象者の覚醒度を推定する覚醒度推定工程をさらに含み、

前記集中度推定工程では、前記覚醒度推定工程で推定した前記覚醒度に基づいて、前記 θ 波量の前記第 1 閾値及び前記心拍量の前記第 2 閾値の少なくともいずれかを修正する、請求項 10～13 のいずれか 1 項に記載の集中度推定方法。

30

【請求項 15】

対象者が自動車の運転操作をしている時に、前記対象者の脳波中の θ 波のパワーの大きさ及び前記対象者の前記脳波のパワーに対する前記 θ 波のパワーの比の大きさのいずれかに基づく θ 波量を解析する θ 波量解析手段と、

前記対象者が前記自動車の運転操作をしている時に、前記対象者の心拍の心拍数の多さ及び心拍間隔の短さのいずれかに基づく心拍量を解析する心拍量解析手段と、

少なくとも前記対象者への警報の報知及び前記自動車の衝突の回避のいずれかにより前記対象者の前記運転操作を支援する運転支援手段と、
を備え、

40

前記運転支援手段は、前記 θ 波量解析手段が解析した前記 θ 波量と前記心拍量解析手段が解析した前記心拍量とが共に大きくなるほど、前記対象者の前記運転操作を支援する度合を小さくする、運転支援装置。

【請求項 16】

前記運転支援手段は、前記 θ 波量解析手段が解析した前記 θ 波量と前記心拍量解析手段が解析した前記心拍量とのいずれか一方が小さくなるほど、前記対象者の前記運転操作を支援する度合を大きくする、請求項 15 に記載の運転支援装置。

【請求項 17】

対象者が自動車の運転操作をしている時に、前記対象者の脳波中の θ 波のパワーの大きさ及び前記対象者の前記脳波のパワーに対する前記 θ 波のパワーの比の大きさのいずれか

50

に基づく θ 波量を解析する θ 波量解析工程と、

前記対象者が前記自動車の運転操作をしている時に、前記対象者の心拍の心拍数の多さ及び心拍間隔の短さのいずれかに基づく心拍量を解析する心拍量解析工程と、

少なくとも前記対象者への警報の報知及び前記自動車の衝突の回避のいずれかにより前記対象者の前記運転操作を支援する運転支援工程と、
を含み、

前記運転支援工程では、前記 θ 波量解析工程で解析した前記 θ 波量と前記心拍量解析工程で解析した前記心拍量とが共に大きくなるほど、前記対象者の前記運転操作を支援する度合を小さくする、運転支援方法。

【請求項 18】

前記運転支援工程では、前記 θ 波量解析工程で解析した前記 θ 波量と前記心拍量解析工程で解析した前記心拍量とのいずれか一方が小さくなるほど、前記対象者の前記運転操作を支援する度合を大きくする、請求項 17 に記載の運転支援方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、集中度推定装置、集中度推定方法、運転支援装置及び運転支援方法に関し、生理的指標により対象者の集中度を推定する集中度推定装置、集中度推定方法、運転支援装置及び運転支援方法に関する。

【背景技術】

【0002】

対象者の脳波や心拍等の生理的指標により、対象者の精神状態を推定する技術が提案されている。例えば、特許文献 1 では、F m θ 波を指標として、対象者の集中度を推定する技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2005-293209 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、F m θ 波が顕著に出現するか否かは個々の対象者ごとに個人差があり、対象者の集中度を推定する精度に改善の余地がある。

【0005】

本発明は上記課題に鑑みてなされたものであり、対象者が集中しているか否かをより精度良く判定することができる集中度推定装置、集中度推定方法、運転支援装置及び運転支援方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明は、対象者の脳波の直接的な測定及び対象者の脳波以外の生理的指標に基づく推定のいずれかにより、対象者の脳波中の θ 波のパワーの大きさ及び対象者の脳波のパワーに対する θ 波のパワーの比の大きさのいずれかに基づく θ 波量を解析する θ 波量解析手段と、対象者の心拍の心拍数の多さ及び心拍間隔の短さのいずれかに基づく心拍量を解析する心拍量解析手段と、 θ 波量解析手段が解析した θ 波量と心拍量解析手段が解析した心拍量とが共に大きくなるほど、対象者の集中度をより高く推定する集中度推定手段とを備えた集中度推定装置である。

【0007】

本発明者は、 θ 波量と心拍量とが共に高い場合に、対象者の集中度が高くなるとの知見を得た。そこで、この構成によれば、 θ 波量解析手段は、対象者の脳波を直接的に測定するか、対象者の脳波以外の心拍等の生理的指標に基づいて推定を行うことにより、対象者

10

20

30

40

50

の脳波中の θ 波のパワーの大きさ及び対象者の脳波のパワーに対する θ 波のパワーの比の大きさのいずれかに基づく θ 波量を解析し、心拍量解析手段は、対象者の心拍の心拍数の多さ及び心拍間隔の短さのいずれかに基づく心拍量を解析し、集中度推定手段は、 θ 波量解析手段が解析した θ 波量と心拍量解析手段が解析した心拍量とが共に大きくなるほど、対象者の集中度をより高く推定する。これにより、Fm θ 波が顕著に検出されない対象者の場合であっても、 θ 波量の高い場合から対象者が眠気を感じている場合を区別しつつ、 θ 波と心拍とに基づいて、対象者が集中しているか否かをより精度良く判定することができる。

【0008】

なお、本発明における「心拍量」は、単に心拍数の多いほど心拍量がより大きいと解析する場合や、単に心拍間隔が短いほど心拍量がより大きいと解析する場合に限定されない。例えば、本発明では、心拍数の多さ及び心拍間隔の短さのいずれかの分散値あるいは標準偏差が少ないほど心拍量がより大きいと解析することができる。あるいは、本発明では、心拍の波形を周波数解析して得られる他の特徴量に基づいて心拍量の大きさを解析することもできる。

【0009】

この場合、対象者の θ 波量の増減の周期を推定する周期推定手段をさらに備え、集中度推定手段は、周期推定手段が推定した周期における対象者の θ 波量が大きくなるほど、対象者の集中度をより低く推定することが好適である。

【0010】

人間はウルトラディアンリズムと呼ばれる90分程度の周期で眠気に襲われることが知られている。そこで、この構成によれば、周期推定手段が対象者の θ 波量の増減の周期を推定し、集中度推定手段は、周期推定手段が推定した周期における対象者の θ 波量が大きくなるほど、対象者の集中度をより低く推定することにより、 θ 波量の高い場合から対象者が眠気を感じている場合をさらに精度良く区別しつつ、対象者が集中しているか否かをさらに精度良く判定することができる。

【0011】

また、集中度推定手段は、 θ 波量解析手段が解析した θ 波量が所定の第1閾値以上であり、且つ、心拍量解析手段が解析した心拍量が所定の第2閾値以上であるときに、対象者の集中度を高いと推定することが好適である。

【0012】

この構成によれば、集中度推定手段は、 θ 波量解析手段が解析した θ 波量が所定の第1閾値以上であり、且つ、心拍量解析手段が解析した心拍量が所定の第2閾値以上であるときに、対象者の集中度を高いと推定する。これにより、 θ 波量の高い場合から対象者が眠気を感じている場合を区別しつつ、 θ 波と心拍とに基づいて、対象者が集中しているか否かを明確に判定することができる。

【0013】

また、集中度推定手段は、 θ 波量解析手段が解析した θ 波量が所定の第1閾値以上であり、且つ、心拍量解析手段が解析した心拍量が所定の第2閾値以上であるときに、対象者の集中度を高いと推定し、周期推定手段が推定した周期における対象者の θ 波量が所定の第3閾値以上であるときは、対象者の集中度を高いと推定しないことが好適である。

【0014】

この構成によれば、集中度推定手段は、 θ 波量解析手段が解析した θ 波量が所定の第1閾値以上であり、且つ、心拍量解析手段が解析した心拍量が所定の第2閾値以上であるときに、対象者の集中度を高いと推定し、周期推定手段が推定した周期における対象者の θ 波量が所定の第3閾値以上であるときは、対象者の集中度を高いと推定しない。これにより、 θ 波量の高い場合から対象者が眠気を感じている場合をさらに明確に区別しつつ、対象者が集中しているか否かをさらに明確に判定することができる。

【0015】

また、集中度推定手段は、 θ 波量の第1閾値と心拍量の第2閾値との関連付けられた関

10

20

30

40

50

係に基づいて、対象者の集中度を判定することが好適である。

【0016】

この構成によれば、集中度推定手段は、 θ 波量の第1閾値と心拍量の第2閾値との関連付けられた関係に基づいて、対象者の集中度を判定する。これにより、対象者が集中しているか否かをさらに明確に精度良く判定することができる。

【0017】

この場合、集中度推定手段は、複数の時刻において θ 波量解析手段が解析した θ 波量それぞれと、複数の時刻において心拍量解析手段が解析した心拍量それぞれとから導かれる心拍量に対する θ 波量の関数における θ 波量の極小値の心拍量を第2閾値とすることが好適である。

10

【0018】

この構成によれば、集中度推定手段は、複数の時刻において θ 波量解析手段が解析した θ 波量それぞれと、複数の時刻において心拍量解析手段が解析した心拍量それぞれとから導かれる心拍量に対する θ 波量の関数における θ 波量の極小値の心拍量を第2閾値とする。これにより、複数の時刻で得られた θ 波量及び心拍量それぞれに基づいて、個々の対象者ごとに、対象者が集中しているか否かをさらに精度良く判定することができる。

【0019】

また、対象者の覚醒度を対象者の心拍、呼吸、皮膚電位、瞳孔径の変化、表情及び瞬きのいずれかから対象者の覚醒度を推定する覚醒度推定手段をさらに備え、集中度推定手段は、覚醒度推定手段が推定した覚醒度に基づいて、 θ 波量の第1閾値及び心拍量の第2閾値の少なくともいずれかを修正することが好適である。

20

【0020】

この構成によれば、覚醒度推定手段は、対象者の覚醒度を対象者の心拍、呼吸、皮膚電位、瞳孔径の変化、表情及び瞬きのいずれかから対象者の覚醒度を推定し、集中度推定手段は、覚醒度推定手段が推定した覚醒度に基づいて、 θ 波量の第1閾値あるいは心拍量の第2閾値を修正する。これにより、個々の対象者ごとに、対象者が集中しているか否かをさらに精度良く判定することができる。

【0021】

また、本発明は、対象者の脳波の直接的な測定及び対象者の脳波以外の生理的指標に基づく推定のいずれかにより、対象者の脳波中の θ 波のパワーの大きさ及び対象者の脳波のパワーに対する θ 波のパワーの比の大きさのいずれかに基づく θ 波量を解析する θ 波量解析工程と、対象者の心拍の心拍数の多さ及び心拍間隔の短さのいずれかに基づく心拍量を解析する心拍量解析工程と、 θ 波量解析工程で解析した θ 波量と心拍量解析工程で解析した心拍量とが共に大きくなるほど、対象者の集中度をより高く推定する集中度推定工程を含む集中度推定方法である。

30

【0022】

この場合、対象者の θ 波量の増減の周期を推定する周期推定工程をさらに含み、集中度推定工程では、周期推定工程で推定した周期における対象者の θ 波量が大きくなるほど、対象者の集中度をより低く推定することが好適である。

【0023】

また、集中度推定工程では、 θ 波量解析工程で解析した θ 波量が所定の第1閾値以上であり、且つ、心拍量解析工程で解析した心拍量が所定の第2閾値以上であるときに、対象者の集中度を高いと推定することが好適である。

40

【0024】

また、集中度推定工程では、 θ 波量解析工程で解析した θ 波量が所定の第1閾値以上であり、且つ、心拍量解析工程で解析した心拍量が所定の第2閾値以上であるときに、対象者の集中度を高いと推定し、周期推定工程で推定した周期における対象者の θ 波量が所定の第3閾値以上であるときは、対象者の集中度を高いと推定しないことが好適である。

【0025】

また、集中度推定工程では、 θ 波量の第1閾値と心拍量の第2閾値との関連付けられた

50

関係に基づいて、対象者の集中度を判定することが好適である。

【0026】

この場合、集中度推定工程では、複数の時刻において θ 波量解析工程で解析した θ 波量それぞれと、複数の時刻において心拍量解析工程で解析した心拍量それぞれとから導かれる心拍量に対する θ 波量の関数における θ 波量の極小値の心拍量を第2閾値とすることが好適である。

【0027】

また、対象者の覚醒度を前記対象者の心拍、呼吸、皮膚電位、瞳孔径の変化、表情及び瞬きのいずれかから対象者の覚醒度を推定する覚醒度推定工程をさらに含み、集中度推定工程では、覚醒度推定工程で推定した覚醒度に基づいて、 θ 波量の第1閾値及び心拍量の第2閾値の少なくともいずれかを修正することが好適である。

10

【0028】

また、本発明は、対象者が自動車の運転操作をしている時に、対象者の脳波中の θ 波のパワーの大きさ及び対象者の脳波のパワーに対する θ 波のパワーの比の大きさのいずれかに基づく θ 波量を解析する θ 波量解析手段と、対象者が自動車の運転操作をしている時に、対象者の心拍の心拍数の多さ及び心拍間隔の短さのいずれかに基づく心拍量を解析する心拍量解析手段と、少なくとも対象者への警報の報知及び自動車の衝突の回避のいずれかにより対象者の運転操作を支援する運転支援手段とを備え、運転支援手段は、 θ 波量解析手段が解析した θ 波量と心拍量解析手段が解析した心拍量とが共に大きくなるほど、対象者の運転操作を支援する度合を小さくする運転支援装置である。

20

【0029】

この構成によれば、運転支援手段は、 θ 波量と心拍量とが共に大きくなるほど、対象者の運転操作を支援する度合を小さくする。このため、対象者の集中度が高いときに、過剰な運転支援により対象者に違和感を与えることを防止することができる。

【0030】

この場合、運転支援手段は、 θ 波量解析手段が解析した θ 波量と心拍量解析手段が解析した心拍量とのいずれか一方が小さくなるほど、対象者の運転操作を支援する度合を大きくすることが好適である。

【0031】

この構成によれば、運転支援手段は、 θ 波量解析手段が解析した θ 波量と心拍量解析手段が解析した心拍量とのいずれか一方が小さくなるほど、対象者の運転操作を支援する度合を大きくする。このため、例えば、 θ 波量が大きいものの心拍量が小さく、対象者の手集中度が低く眠気を感じているときに適切な度合の運転支援により、安全性を高めることができる。

30

【0032】

また、本発明は、対象者が自動車の運転操作をしている時に、対象者の脳波中の θ 波のパワーの大きさ及び対象者の脳波のパワーに対する θ 波のパワーの比の大きさのいずれかに基づく θ 波量を解析する θ 波量解析工程と、対象者が自動車の運転操作をしている時に、対象者の心拍の心拍数の多さ及び心拍間隔の短さのいずれかに基づく心拍量を解析する心拍量解析工程と、少なくとも対象者への警報の報知及び自動車の衝突の回避のいずれかにより対象者の運転操作を支援する運転支援工程とを含み、運転支援工程では、 θ 波量解析工程で解析した θ 波量と心拍量解析工程で解析した心拍量とが共に大きくなるほど、対象者の運転操作を支援する度合を小さくする運転支援方法である。

40

【0033】

この場合、運転支援工程では、 θ 波量解析工程で解析した θ 波量と心拍量解析工程で解析した心拍量とのいずれか一方が小さくなるほど、対象者の運転操作を支援する度合を大きくすることが好適である。

【発明の効果】

【0034】

本発明の集中度推定装置、集中度推定方法、運転支援装置及び運転支援方法によれば、

50

対象者が集中しているか否かをより精度良く判定することができる。

【図面の簡単な説明】

【0035】

【図1】第1実施形態に係る集中度推定装置を示すブロック図である。

【図2】第1実施形態に係る集中度推定装置の集中度を判定する動作を示すフローチャートである。

【図3】課題実行中の被験者の θ 波パワーと心拍数との推移を示すグラフである。

【図4】心拍数と θ 波パワーとの関係を示すグラフである。

【図5】第1実施形態に係る集中度推定装置の集中度判定の閾値を調整する動作を示すフローチャートである。

10

【図6】第2実施形態に係る集中度推定装置を示すブロック図である。

【図7】第3実施形態に係る集中度推定装置を示すブロック図である。

【図8】 θ 波パワーの推移における周期性を示すグラフである。

【図9】第4実施形態に係る集中度推定装置を示すブロック図である。

【図10】第5実施形態に係る集中度推定装置を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0036】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態に係る集中度推定装置、集中度推定方法、運転支援装置及び運転支援方法について説明する。

【0037】

20

図1に示すように、本実施形態の集中度推定装置10aは、脳波計測装置12、周波数解析部14、心電センサ16、心拍数算出部18、集中度判定部20、記憶部22、パラメータ調整部24、表示部26、警報支援装置32及び衝突回避支援装置34を備えている。本実施形態の集中度推定装置10aは自動車に搭載される。集中度推定装置10aは、推定される運転者の集中度に基づいて運転者の運転を支援する。

【0038】

脳波計測装置12は、自動車の車内に用意された電極により、運転者の頭部に発生する数 $10\mu\text{V}$ 程度の僅かな電位差を計測して、運転者の脳波を計測する装置である。周波数解析部14は、脳波計測装置12が計測した運転者の脳波を周波数解析し、運転者の脳波中の θ 波のパワーの大きさを θ 波量として解析する。あるいは、周波数解析部14は、脳波計測装置12が計測した対象者の脳波を周波数解析し、運転者の脳波中の α 波、 β 波及び θ 波等のパワーの総量に対する θ 波のパワーの比の大きさ（含有率）を θ 波量として解析する。

30

【0039】

心電センサ16は、自動車の車内に用意されたセンサにより、運転者の心拍を計測する装置である。心拍数算出部18は、心電センサ16により計測された運転者の心拍の rr 間隔から、運転者の心拍数を心拍量として算出する。なお、心拍数算出部18は、心拍数の多さ及び心拍間隔の短さのいずれかの分散値あるいは標準偏差が少ないほど心拍量がより大きいと解析することもできる。あるいは、心拍数算出部18は、心拍の波形を周波数解析して得られる他の特徴量に基づいて心拍量の大きさを解析することもできる。

40

【0040】

集中度判定部20は、周波数解析部14が解析した θ 波量と心拍数算出部18が算出した心拍量とから、後述する手法により運転者の集中度を判定する。

【0041】

記憶部22は、所定の期間にわたって、周波数解析部14が解析した θ 波量と心拍数算出部18が算出した心拍量とを記憶する。パラメータ調整部24は、記憶部22に記憶された所定期間にわたる θ 波量と心拍量とに基づいて、集中度判定部22での後述する集中度判定の閾値を調整する。

【0042】

表示部26は、集中度判定部20で判定された運転者の集中度を表示する。表示部26

50

は、例えば、自動車のナビゲーションシステムにおけるディスプレイ及びヘッドアップディスプレイとすることができる。警報支援装置 32 は、集中度判定部 20 で判定された運転者の集中度が低いほど、大きく、高い警報音を運転者に対して報知し、運転者の集中度の維持を図る。衝突回避支援装置 34 は、集中度判定部 20 で判定された運転者の集中度が低いほど、運転者の運転操作に介入する度合を大きくし、自動車と障害物との衝突を回避するための制動、操舵等の衝突を回避するための支援を行う。

【0043】

以下、本実施形態の集中度推定装置 10a の動作について説明する。本実施形態では、運転者は自動車の運転をする際に、脳波計測装置 12 の電極と、心電センサ 16 のセンサを身体に装着する。図 2 に示すように、運転者が自動車の運転をする際に、心拍数算出部 18 により、運転者の心拍数が心拍量として算出される (S11)。また、周波数解析部 14 により、運転者の脳波全体の内の θ 波の含有率が θ 波量として算出される (S12)。

10

【0044】

人間の背景脳波の内で 4~8 Hz の帯域は θ 波と呼ばれ、人間が眠気を催したときに発生することが知られている。一方で、人間の前頭部で計測される Fm θ 波と呼ばれる特徴的な脳波があり、人間が一つのことに集中すると発生することが知られている。しかしながら、上述したように、Fm θ 波が顕著に出現するか否かは個々の人間ごとに個人差があり、Fm θ 波に基づいて人間の集中度を対象者の集中度を推定する手法では、推定される集中度の精度に改善の余地がある。

20

【0045】

一方、本発明者らは、実験を通じて、被験者が覚醒状態でボタン押しや文書作成あるいは自動車の運転操作を行った際に θ 波のパワーが高まる現象を確認した。しかしながら、上述したように、人間が眠気を催したときにも θ 波が発生するため、対象者の集中度が高まったときに大きくなる θ 波量と、対象者が眠気を催しているときに大きくなる θ 波量とを区別する必要がある。

【0046】

図 3 に示すように、本発明者らは、実験において、被験者が単純な課題として事務作業を行っている際の θ 波パワーと心拍数との推移を測定した。図中の領域 Z1 のように、 θ 波パワーが大きくなっているものの、心拍数が少なくなっている時間帯では、課題を実行している際に被験者が眠気を感じていることを確認した。一方、図中の領域 Z2 のように、 θ 波パワーが大きくなり、且つ心拍数が多くなっている時間帯では、被験者が課題を実行している際の成績が良好であり、被験者の集中度が高まっていることを確認した。また、図中の領域 Z3 のように、 θ 波パワーが小さくなり、且つ心拍数も少なくなっている時間帯では、被験者が課題を実行している際の成績が低下し、被験者の集中度が低下していることを確認した。そこで、本実施形態では、 θ 波量と心拍量とが共に大きくなるほど、前記対象者の集中度をより高く推定する。

30

【0047】

図 4 に示すように、集中度判定部 20 は、 θ 波量に対して図中に二次曲線で設定された所定の閾値と、心拍量に対して図中に破線で設定された所定の閾値とに基づいて、対象者の集中度を判定する。図 4 中の破線と二次曲線とで区画される左上の領域の領域 Z1 では、 θ 波量は大きいものの心拍量が小さいため、対象者は眠気を感じていると判定される。図 4 中の破線と二次曲線とで区画される右上の領域の領域 Z1 では、 θ 波量及び心拍量が共に大きいため、対象者は集中していると判定される。図 4 中の二次曲線で区画される下半分の領域の領域 Z3 では、 θ 波量が小さいため、対象者は集中していないと判定される。

40

【0048】

図 2 に示すように、集中度判定部 20 は、 θ 波含有率 (θ 波量) が閾値以上であり (S13)、且つ心拍数 (心拍量) が閾値以上であるときに (S14)、フラグ 1 を出力し、警報支援装置 32 による警報の強度や、衝突回避支援装置 34 による運転者の運転操作へ

50

の介入を伴う衝突回避支援の強度や、表示部 26 により運転者に提供する情報量を減少させる (S15)。一方、集中度判定部 20 は、 θ 波含有率 (θ 波量) が閾値未満であり (S13)、且つ心拍数 (心拍量) が閾値未満であるときに (S14)、フラグ 0 を出力し、警報支援装置 32 による警報の強度や、衝突回避支援装置 34 による運転者の運転操作への介入を伴う衝突回避支援の強度や、表示部 26 により運転者に提供する情報量を増大させる (S16)。

【0049】

以下、集中度推定装置 10a の集中度判定の閾値を調整する動作について説明する。図 5 に示すように、記憶部 22 は、所定の期間にわたって、周波数解析部 14 が解析した θ 波量と心拍数算出部 18 が算出した心拍量とを記憶する (S21)。本実施形態では、図 4 のプロットに示すように、順次得られた θ 波パワー (θ 波含有率) と心拍数とが記録される。記録されたデータ数が所定の数、例えば 100 個以上となったときには (S22)、パラメータ調整部 24 は、心拍数を説明変数とし、 θ 波含有率を被説明変数として二次関数による回帰を行ない、図 4 中に曲線で示すような二次関数を当て嵌める (S23)。パラメータ調整部 24 は、図 4 中に破線で示す二次関数の極小値を求め、そのときの心拍数を集中度判定部 20 で用いる心拍数の閾値とする (S24)。また、パラメータ調整部 24 は、二次関数で与えられる θ 波パワーを θ 波の閾値とする。

【0050】

なお、本実施形態においては、 θ 波量と共に、心拍数を集中度推定のパラメータとして用いたが、心拍数と同様に、他の心拍特徴量や、呼吸、皮膚電位、瞳孔径変化等の生理的指標及びその特徴量を θ 波量と共に集中度推定のパラメータとして用いても良い。また、パラメータ調整部 24 は、二次関数の当て嵌め以外にも、三次関数等の多項式を当て嵌めても良く、さらにはニューラルネットワーク等の様々な統計手法、学習手法を用いても良い。

【0051】

本実施形態によれば、脳波計測装置 12 及び周波数解析部 14 は、対象者の脳波中の θ 波のパワーの大きさ及び対象者の脳波のパワーに対する θ 波のパワーの比の大きさのいずれかに基づく θ 波量を解析し、心電センサ 16 及び心拍数算出部 18 は、対象者の心拍の心拍数の多さ及び心拍間隔の短さのいずれかに基づく心拍量を解析し、集中度判定部 20 は、 θ 波量と心拍量とが共に大きくなるほど、対象者の集中度をより高く推定する。これにより、Fm θ 波が顕著に検出されない対象者の場合であっても、 θ 波量の高い場合から対象者が眠気を感じている場合を区別しつつ、 θ 波と心拍とに基づいて、対象者が集中しているか否かを精度良く判定することができる。

【0052】

また、本実施形態によれば、集中度判定部 20 は、 θ 波量が所定の閾値以上であり、且つ、心拍量が所定の閾値以上であるときに、対象者の集中度を高いと推定する。これにより、 θ 波量の高い場合から対象者が眠気を感じている場合を区別しつつ、 θ 波と心拍とに基づいて、対象者が集中しているか否かを明確に判定することができる。

【0053】

また、本実施形態によれば、集中度判定部 20 は、 θ 波量の閾値と閾値との二次関数により関連付けられた関係に基づいて、対象者の集中度を判定する。これにより、対象者が集中しているか否かをさらに明確に精度良く判定することができる。

【0054】

また、本実施形態によれば、パラメータ調整部 24 は、複数の時刻において周波数解析部 14 が解析した θ 波量それぞれと、複数の時刻において心拍数算出部 18 が解析した心拍量それぞれとから導かれる心拍量に対する θ 波量の二次関数における θ 波量の極小値の心拍量を心拍量の閾値とする。これにより、複数の時刻で得られた θ 波量及び心拍量それぞれに基づいて、個々の対象者ごとに、対象者が集中しているか否かをさらに精度良く判定することができる。

【0055】

また、本実施形態によれば、表示部 26、警報支援装置 32 及び衝突回避支援装置 34 は、 θ 波量と心拍量とが共に大きくなるほど、運転者の運転操作を支援する度合を小さくする。このため、運転者の集中度が高いときに、過剰な運転支援により運転者に違和感を与えることを防止することができる。

【0056】

また、本実施形態によれば、表示部 26、警報支援装置 32 及び衝突回避支援装置 34 は、 θ 波量と心拍量とのいずれか一方が小さくなるほど、運転者の運転操作を支援する度合を大きくする。このため、例えば、 θ 波量が大きいものの心拍量が小さく、運転者の手中度が低く眠気を感じているときに適切な度合の運転支援により、安全性を高めることができる。

10

【0057】

以下、本発明の第 2 実施形態について説明する。図 6 に示すように、本実施形態の集中度推定装置 10b では、脳波計測装置 12 を用いず、心電センサ 16 から得られた心拍量の生体情報から脳波を推定し、 θ 波量を推定する脳波推定部 28 を備えている点が上記第 1 実施形態と異なる。脳波推定部 28 は、例えば、対象者が集中する課題を与えた状態と安静な状態とにおいて、 θ 波含有率等の θ 波量と心拍量とを同時にそれぞれ計測しておき、これを学習セットとしてサポートベクターマシン (SVM) に代表されるパターン認識手法で 2 クラス分類を行うことで、 θ 波含有率の大小を推定することができる。脳波推定部 28 は、二以上の多クラス分類を行っても良く、また他のパターン認識手法を用いても良い。さらには、脳波推定部 28 は、重回帰分析等を用いて回帰モデルを学習しても良い。

20

【0058】

本実施形態では、脳波計測装置 12 を用いずに対象者の θ 波量を推定するため、実際に対象者が電極を装着し、脳波を計測する労力を無くすことが可能となる。

【0059】

以下、本発明の第 3 実施形態について説明する。図 7 に示すように、本実施形態における集中度推定装置 10c では、記憶部 22 に記憶された θ 波パワーの時系列から、運転者の θ 波量の増減の周期を推定する周期推定部 30 をさらに備え、集中度判定部 20 は、周期推定部 30 が推定した θ 波量の周期における運転者の θ 波量が大きくなるほど、運転者の集中度をより低く推定する点が上記第 1 実施形態と異なっている。

30

【0060】

人間はウルトラディアンリズムと呼ばれる 90 分周期の生体リズムを持つ。図 8 に示すように、人間の眠気に伴って発生する θ 波もウルトラディアンリズムによって、そのパワーや含有率が周期的に変化すると考えられる。これに対し、運転者の集中による θ 波の上昇は、刹那的に、間欠的に発生すると考えられる。したがって、本実施形態では、脳波計測装置 12 による θ 波量の計測開始から θ 波パワー又は θ 波含有率等の θ 波量の変化が記憶部 22 に保存される。保存された θ 波量の変化にローパスフィルタが適用される。これにより、 θ 波量の 90 分周期の変動を抽出することができる。

【0061】

集中度判定部 20 は、図 8 中の領域 Z4 のように、周期的に運転者の θ 波量が所定の閾値以上に増大し、覚醒度が低くなると予想される時間帯では、領域 Z6 のように θ 波量が増大しても眠気に基づく θ 波の増大であると推定し、運転者の集中度を高いと判定しない。一方、集中度判定部 20 は、領域 Z5 のように、周期的に運転者の θ 波量が大きくなると予想される時間帯では、 θ 波量が増大し且つ心拍量が閾値以上であるときに、運転者の集中度が高いと判定する。

40

【0062】

なお、本実施形態では、運転者の θ 波の重心周波数を算出し、重心周波数が所定の閾値を下回り、かつ θ 波量が高い状態にある場合には、集中度判定部 20 は、 θ 波量の大きさが眠気に起因していると判定することもできる。

【0063】

50

本実施形態では、周期推定部 30 が対象者の θ 波量の増減の周期を推定し、集中度判定部 20 は、周期推定部 30 が推定した周期における運転者の θ 波量が大きくなるほど、運転者の集中度をより低く推定することにより、 θ 波量の高い場合から運転者が眠気を感じている場合をさらに精度良く区別しつつ、運転者が集中しているか否かをさらに精度良く判定することができる。

【0064】

また、本実施形態では、集中度判定部 20 は、 θ 波量が所定の閾値以上であり、且つ心拍量が所定の閾値以上であるときに、対象者の集中度を高いと推定し、周期推定部 30 が推定した周期における運転者の θ 波量が所定の閾値以上であるときは、運転者の集中度を高いと推定しない。これにより、 θ 波量の高い場合から運転者が眠気を感じている場合をさらに明確に区別しつつ、運転者が集中しているか否かをさらに明確に判定することができる。

10

【0065】

以下、本発明の第 4 実施形態について説明する。図 9 に示すように、本実施形態では、集中度推定装置（集中度推定システム）10d の構成の中で、脳波計測装置 12、周波数解析部 14、心電センサ 16、心拍数算出部 18、集中度判定部 20、記憶部 22、パラメータ調整部 24 及び表示部 26 は、運転者が携帯する携帯通信端末 200 に備えられ、警報支援装置 32、衝突回避支援装置 34 及び覚醒度推定装置 102 が自動車 100 の側に備えられている。

【0066】

20

自動車には、運転者の表情や瞬き等から運転者の覚醒度を推定する装置が備えられることがある。本実施形態では、覚醒度推定装置 102 は、運転者の心拍、呼吸、皮膚電位、瞳孔径の変化、表情及び瞬きのいずれかから運転者の覚醒度を推定する。本実施形態では、自動車 100 の走行中または停車中に覚醒度推定装置 102 により推定される運転者の覚醒度が低下し、運転者が眠気を感じている状態に入ったと判定された場合に、この時、同時に心電センサ 16 及び心拍数算出部 18 により計測していた心拍数がパラメータ調整部 24 に入力される。

【0067】

パラメータ調整部 24 では、例えば、下式によって、現在の心拍数の閾値と、記録された覚醒度低下時の心拍数との中間値を新しい心拍数の閾値として設定することにより、心拍数の閾値を修正する。

30

新しい心拍数の閾値 = (現在の心拍数の閾値 + 覚醒度低下時の心拍数) / 2

【0068】

本実施形態では、これにより個人ごとに精度良く集中度を判定する閾値を設定することが可能となる。すなわち、本実施形態では、携帯通信端末 200 が自動車 100 側の覚醒度推定装置 102 と接続される。自動車の走行中及び停車中に心拍数及び覚醒度に関する情報が収集される。パラメータ調整部 24 は、覚醒度推定装置 102 が覚醒度の低下を検出したときの心拍数を記録する。パラメータ調整部 24 は、現在の心拍数の閾値と、記録された覚醒度低下時の心拍数との中間値を新しい心拍数の閾値として設定することにより、心拍数の閾値を修正する。同様にして、覚醒度推定装置 102 及びパラメータ調整部 24 は、 θ 波量の閾値についても、修正することができる。

40

【0069】

本実施形態では、覚醒度推定装置 102 は、運転者の覚醒度を運転者の心拍、呼吸、皮膚電位、瞳孔径の変化、表情及び瞬き等から運転者の覚醒度を推定し、集中度判定部 20 は、覚醒度推定装置 102 が推定した覚醒度に基づいて、 θ 波量の閾値及び心拍量の閾値を修正する。これにより、個々の対象者ごとに、対象者が集中しているか否かをさらに精度良く判定することができる。

【0070】

以下、本発明の第 5 実施形態について説明する。図 10 に示すように、本実施形態の集中度推定装置（集中度推定システム）100e では、集中度推定装置 100e の構成の内

50

で、運転者（対象者）が携帯する携帯電話機、パーソナルコンピュータ等の携帯通信端末 200 に、脳波計測装置 12 及び心電センサ 16 が備えられている。一方、集中度推定装置 100 e の構成の中で、自動車 100 の側に、周波数解析部 14、心拍数算出部 18、集中度判定部 20、記憶部 22、パラメータ調整部 24、表示部 26、警報支援装置 32 及び衝突回避支援装置 34 が備えられている。本実施形態において、自動車 100 に備えられた構成は、住宅、医療施設、宿泊施設、運動施設、健康増進施設等に備えられていても良い。本実施形態の集中度推定装置 100 e は、上記第 1 実施形態の集中度推定装置 100 a と同様の動作をする。

【0071】

本実施形態では、対象者が携帯通信端末 200 を持ち歩き、自動車 100 や住宅や医療施設に携帯通信端末 200 を持ち込んで、自動車 100 側に備えられた装置と接続することにより、対象者の集中度を推定することができ、推定された対象者の集中度を利用する利便性が拡大する。

10

【0072】

なお、本発明は上記実施形態に限定されず、様々な変形態様が可能である。上記実施形態では、 θ 波量と共に、心拍数を集中度推定のパラメータとして用いたが、心拍数と同様に、心拍数の多さ及び心拍間隔の長さのいずれかの分散値あるいは標準偏差が少ないほど心拍量がより大きいと解析し、 θ 波量と共に集中度推定のパラメータとして用いることができる。あるいは、本発明では、心拍の波形を周波数解析して得られる他の特徴量に基づいて心拍量の大きさを解析することもできる。また、本発明では、呼吸、皮膚電位、瞳孔径変化等の生理的指標及びその特徴量を θ 波量と共に集中度推定のパラメータとして用いることができる。

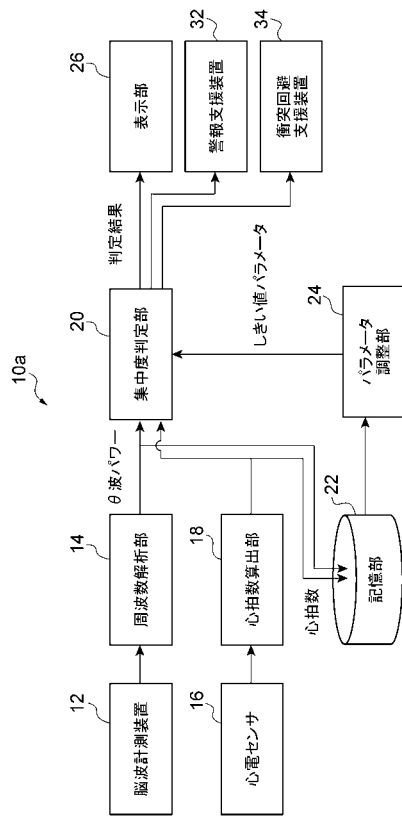
20

【符号の説明】

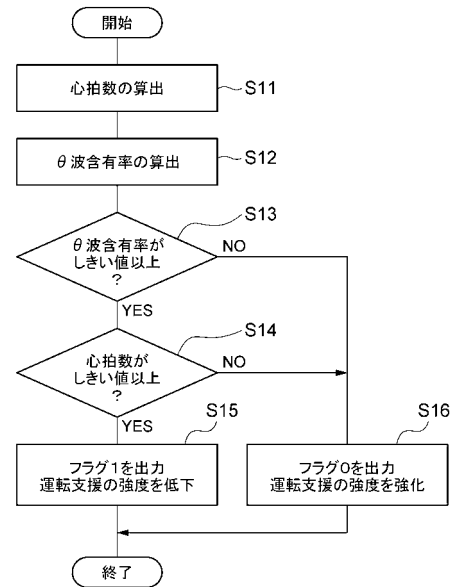
【0073】

10 a ~ 10 e … 集中度推定装置、12 … 脳波計測装置、14 … 周波数解析部、16 … 心電センサ、18 … 心拍数算出部、20 … 集中度判定部、22 … 記憶部、24 … パラメータ調整部、26 … 表示部、28 … 脳波推定部、30 … 周期推定部、32 … 警報支援装置、34 … 衝突回避支援装置、100 … 自動車、102 … 覚醒度推定装置、200 … 携帯通信端末。

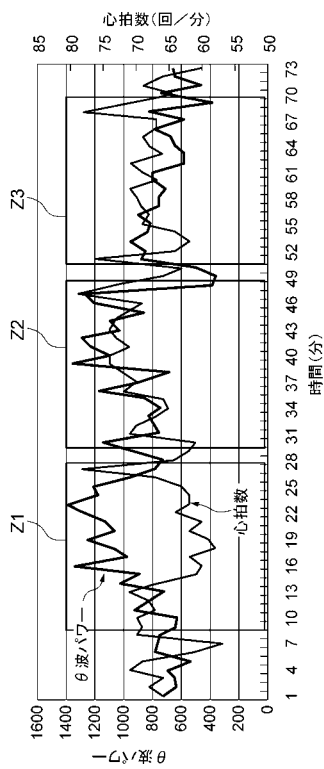
【図 1】



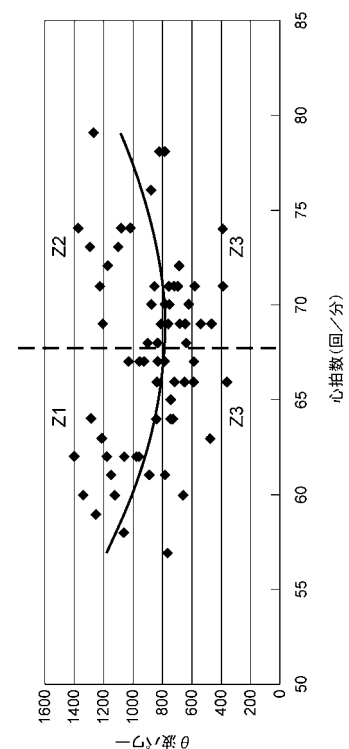
【図 2】



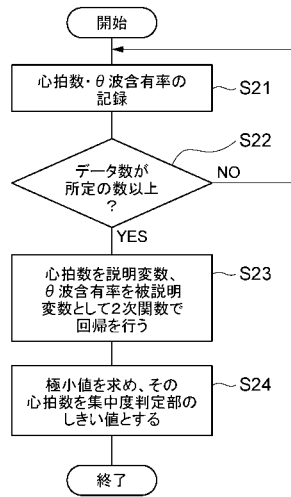
【図 3】



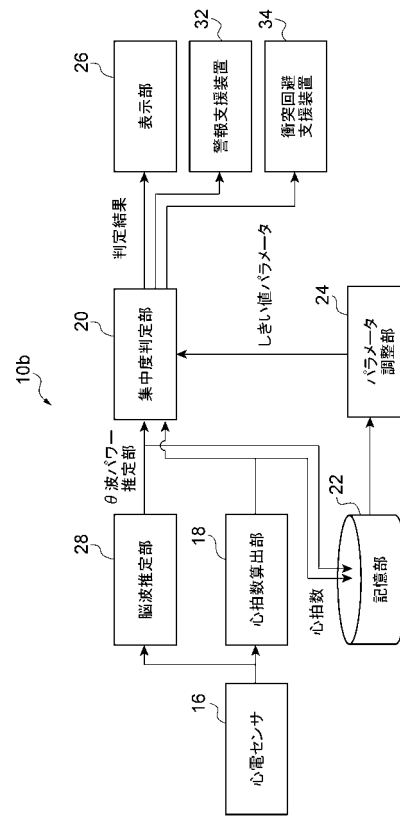
【図 4】



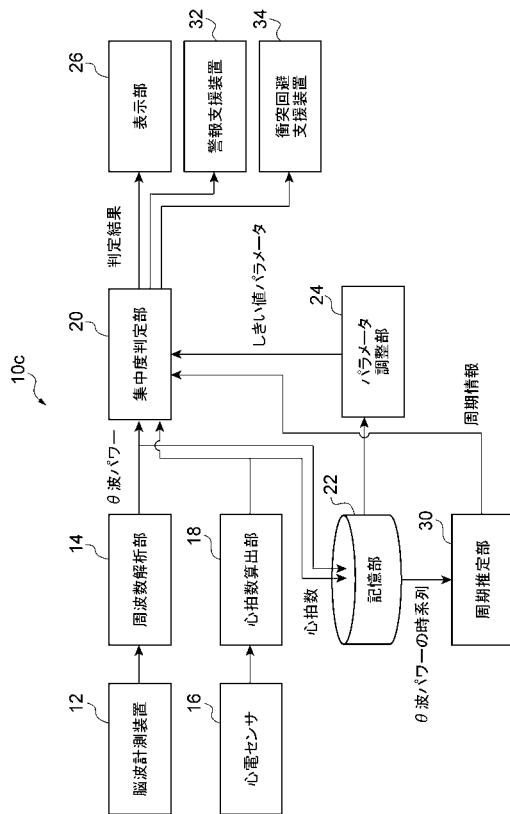
【図 5】



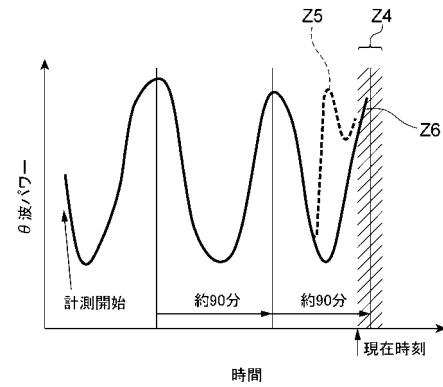
【図 6】



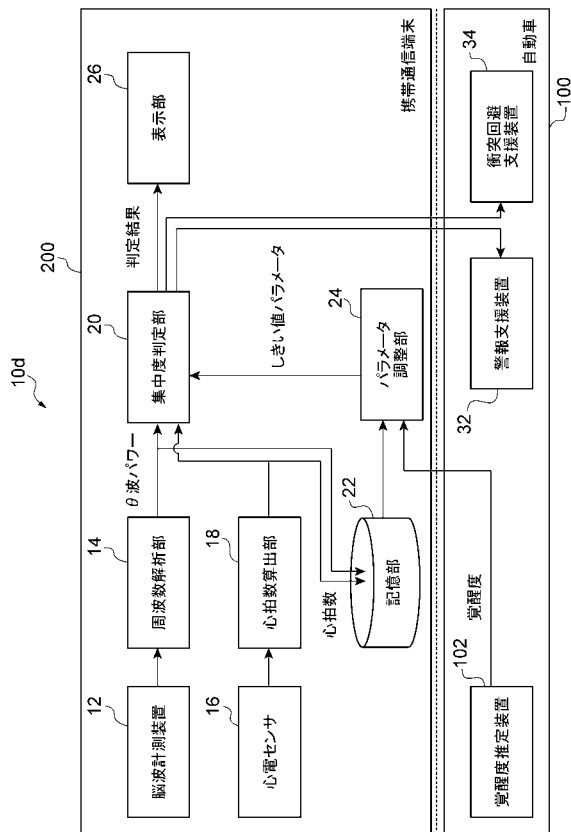
【図 7】



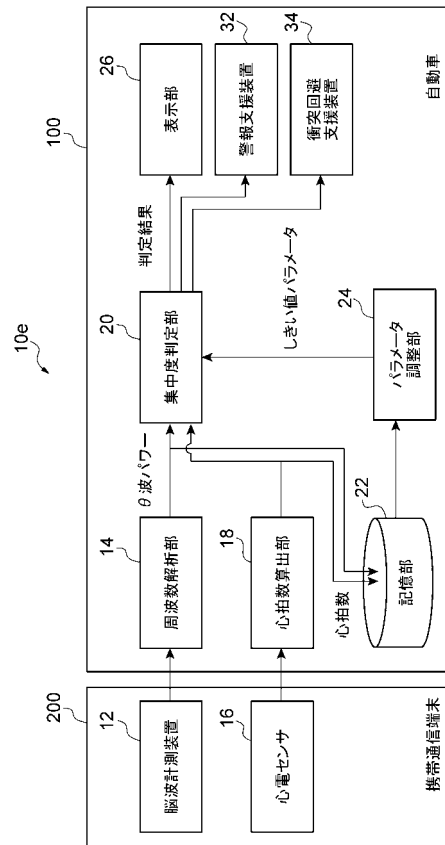
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

Fターム(参考) 3D037 FA09

4C027 AA02 AA03 BB03 BB05 GG03 GG11 GG18 KK03

4C038 PP05 PQ03 PS03

5H181 AA01 LL01 LL02 LL04 LL06 LL09 LL20