

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6467417号  
(P6467417)

(45) 発行日 平成31年2月13日(2019.2.13)

(24) 登録日 平成31年1月18日(2019.1.18)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 O 1 A
A 6 1 B 5/02 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 Z DMA
A 6 1 B 5/1464 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 1 O Z
	A 6 1 B 5/1464

請求項の数 13 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2016-532303 (P2016-532303)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成26年7月25日 (2014.7.25)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2016-528980 (P2016-528980A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成28年9月23日 (2016.9.23)		オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(86) 国際出願番号	PCT/EP2014/065997		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhove n
(87) 国際公開番号	W02015/018657	(74) 代理人	100107766
(87) 国際公開日	平成27年2月12日 (2015.2.12)		弁理士 伊東 忠重
審査請求日	平成29年7月20日 (2017.7.20)	(74) 代理人	100070150
(31) 優先権主張番号	61/862,565		弁理士 伊東 忠彦
(32) 優先日	平成25年8月6日 (2013.8.6)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	13179563.5		
(32) 優先日	平成25年8月7日 (2013.8.7)		
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 リモート検出された電磁放射線から生理学的情報を抽出するシステム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

リモート検出された電磁放射線から少なくとも1つの健康上の症状を指し示す生理学的情報を抽出するリモート光電脈波モニタリングシステムであって、

少なくとも1つの関心被検体を有した観察領域を表すリモート検出ビデオデータを有するデータストリームを受信するインタフェースであり、前記ビデオデータは波長依存画像情報を有し、前記波長依存画像情報はそれぞれの波長部分を表現する少なくとも2つの色チャンネルで構成される、インタフェースと、

前記少なくとも2つの色チャンネルのうちの少なくとも2つの各々に関して、相対的なチャンネル信号強度の情報を検出する画像プロセッサであり、前記相対的なチャンネル信号強度は、同じ色チャンネルのDC信号強度に対するAC信号強度の比に係する、画像プロセッサと、

検出された相対的なチャンネル信号強度を、健康な被検体をモニタリングすることによって生成された基準データから得られたそれぞれの基準値と比較するデータ比較ユニットであり、当該データ比較ユニットは更に、前記少なくとも2つの色チャンネルのうちの少なくとも2つの前記検出された相対的なチャンネル信号強度の比を決定し、且つ前記相対的なチャンネル信号強度の前記比を基準の比と比較するように構成されている、データ比較ユニットと、

前記基準値との実際の相対的なチャンネル信号強度の前記比較から、血液組成を指し示す情報を導出する症状アナライザと、

を有するシステム。

【請求項 2】

前記少なくとも 2 つの色チャンネルは色モデルと関連付けられ、前記色モデルは、それぞれの波長部分を前記少なくとも 2 つの色チャンネルに割り当てられる色モデル表現法に基づく、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記色モデルは、色空間マッピング表現法に基づく色空間であり、それぞれの波長部分が前記色空間のそれぞれの軸に割り当てられる、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記色空間は、3 つの色チャンネルで構成される加法色空間である、請求項 3 に記載のシステム。 10

【請求項 5】

前記症状アナライザは、検出された信号強度変動を検討して、前記被検体の循環血液中の血中ビリルビン濃度を検出するように構成される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記症状アナライザは、検出された一定若しくは準一定のチャンネル信号強度を検討して、前記被検体の真皮内に蓄積したビリルビンの濃度を検出するように構成され、好ましくは、前記症状アナライザは更に、皮膚のビリルビン濃度と比較した血中ビリルビン濃度の推定を導出するように構成される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 7】 20

前記症状アナライザは、差し迫った窒息を指し示す相対的なチャンネル信号強度を検出するように構成される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記症状アナライザは更に、検出されたチャンネル信号強度の比を検討して、前記被検体の血液中のヘモグロビンと酸素ヘモグロビンとの比を指し示す酸素化情報を調査し、且つ該比が基準閾値を超えるとときに警報信号を出力するように構成される、請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 9】

ビデオデータをリモートで記録する画像センサであり、前記少なくとも 2 つの色チャンネルに対応する少なくとも 2 つの波長部分内の電磁放射線を捕捉するように適応された応答特性を有する画像センサ、 30

を更に有する請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記少なくとも一人の関心被検体の少なくとも 1 つの標示的な皮膚部分を検出するためのパターン検出器、

を更に有する請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 11】

当該システムは更に、特定の波長域内の放射線を放つ治療放射源を有し、前記治療放射源は、放たれる放射線が前記関心被検体に向けられるように構成され、好ましくは、当該システムは更に、前記データ比較ユニットによって生成される医療状態を指し示すデータを考慮して前記治療放射源を動作させる治療コントローラを有する、請求項 1 に記載のシステム。 40

【請求項 12】

リモート検出された電磁放射線から少なくとも 1 つの健康上の症状を指し示す生理学的情報を抽出するリモート光電脈波モニタリング方法であって、

少なくとも 1 つの関心被検体を有した観察領域を表すビデオデータを有するデータストリームを受信するステップであり、前記ビデオデータは波長依存画像情報を有し、前記波長依存画像情報はそれぞれの波長部分を表現する少なくとも 2 つの色チャンネルで構成される、受信するステップと、

前記少なくとも 2 つの色チャンネルのうちの少なくとも 2 つの各々に関して、相対的な手 50

チャンネル信号強度の情報を検出するステップであり、前記相対的なチャンネル信号強度は、同じ色チャンネルのDC信号強度に対するAC信号強度の比に関係する、ステップと、

検出された相対的なチャンネル信号強度を、健康な被検体をモニタリングすることによって生成された基準データから得られたそれぞれの基準値と比較するステップであり、当該比較するステップは、前記少なくとも2つの色チャンネルのうちの少なくとも2つの前記検出された相対的なチャンネル信号強度の比を決定することと、前記相対的なチャンネル信号強度の前記比を基準の比と比較することとを有する、比較するステップと、

前記基準値との実際の相対的なチャンネル信号強度の前記比較から、血液組成を指し示す情報を導出するステップと、

を有する方法。

10

#### 【請求項13】

プログラムコードを有するコンピュータプログラムであって、前記プログラムコードは、当該コンピュータプログラムがコンピュータ上で実行されるときに、該コンピュータに、請求項12に記載の方法のステップを実行させる、コンピュータプログラム。

#### 【発明の詳細な説明】

#### 【技術分野】

#### 【0001】

本発明は、リモート検出された電磁放射線から少なくとも1つの健康上の症状を指し示す生理学的情報を抽出するシステム及び方法に関する。より具体的には、本発明は、生命パラメータ、生理学のパラメータ、又はより一般的に、健康パラメータを指し示すバイタルサイン情報を分析することに寄与し得る。電磁放射線は、関心ある被検体によって再放出される可視波長帯域内の放射線として考え得る。ここで使用されるとき、可視放射線は、人間の眼に可視の、又は少なくとも、センシング装置に可視の特定の波長域の放射線に関係し得る。さらに具体的には、本発明は、例えば、リモート光電脈波 (photoplethysmographic) モニタリングなどのリモートモニタリングの分野に適用され得る生命パラメータ及び/又は症状指示情報の検出及び監視を行う(可視)画像捕捉・処理システム及び対応する方法に関し得る。

20

#### 【0002】

本発明は更に、対応するコンピュータプログラムに関する。

#### 【背景技術】

30

#### 【0003】

特許文献1(国際公開第2011/148280号)は、被検体の被検物質を測定する装置及び方法を開示しており、その装置は、

- 多数の狭帯域光源であり、多数の波長に及ぶ光のスペクトルを放出するように各々が構築された多数の狭帯域光源と、
- 被検体から反射された光を受けるように構成された多数の検出器アセンブリであり、該多数の検出器アセンブリの各々がフィルタ及び検出器を含み、各フィルタが主透過バンドと1つ以上の透過サイドバンドとを透過させるように構築され、各狭帯域光源に関し、そのスペクトルが、上記フィルタのうちの何れかの上記1つ以上の透過サイドバンド内に入る1つ以上の波長を含む、多数の検出器アセンブリと

40

を有している。

#### 【0004】

特許文献1は更に、その方法及び装置の幾つかの改良を開示している。例えば、狭帯域光源としてそれぞれ発光ダイオード(LED)を利用することが提案されている。さらに、狭帯域光源及び検出器アセンブリを単一のシステムに統合し、そして、統合したシステムを、監視すべき被検体の測定表面の近くに位置付けることが想定されている。最終的に、特許文献1は、経皮的ビリルビンの決定と、それに基づく血中ビリルビン濃度の見積もりとを探索している。

#### 【0005】

被検体の生理学的状態又は健康状態を調べるための採血を基本的には回避しているが、

50

特許文献1の装置及び方法は、少なくとも一定の範囲で、被検体モニタリング又は患者モニタリングのための、さりげなくないやり方と見なされ得る。特許文献1の教示は、モニタされる被検体の近くにセンサ、エミッタ、トランスデューサ、及び更なる装備を取り付けることを基本的に必要とする接触測定及び/又は接触モニタリングの分野に関連する。これは、かなり嫌なものとして経験され得る。特に、このことは、新生児モニタリング、又はより一般的に、幼児モニタリングの分野に当てはまる。

【0006】

特許文献2(米国特許出願公開第2012/195486号)は、第1の信号を、その少なくとも1つの周期的成分を特徴付ける分析に関して容易化する方法を開示しており、その方法は、各々がそれぞれの異なる放射線周波数範囲に対応する少なくとも2つの第2の信号を得ることであり、第1の信号は少なくとも、第2の信号に変換を適用することによって取得可能な出力信号から導出可能であり、それにより、出力信号の値が、対応する時点での各それぞれの第2の信号からの値に基づくようにされる、少なくとも2つの第2の信号を得ることと、第2の信号に対応する信号が捕捉されて上記変換が適用されるときに上記出力信号上でそれぞれの第2の信号の少なくとも成分の影響を決定する少なくとも1つの変数の少なくとも1つの値を得ることとを含んでいる。

10

【0007】

特許文献3(国際公開第2013/038326号)は、情報を抽出する方法を開示しており、その方法は、生理学的情報と妨害信号部分とを含んだ、連続あるいは離散的な時間ベース特性信号を有するデータストリームを受信することであり、上記特性信号は信号空間と関連付けられ、信号空間は、上記特性信号を表す相補的なチャンネルを有し、特性信号の成分が、信号空間のそれぞれの相補チャンネルに関係付けられる、受信することと、上記データストリームの関連周波数帯域を、上記特性信号の決定された部分(これらの各々が、関心あるものである可能性のある定められた時間周波数部分を表す)を有する少なくとも2つの定められたサブバンドへと分離することによって、上記データストリームを前処理することと、上記少なくとも2つのサブバンドからそれぞれの最適化されたサブバンドを導出するように、上記サブバンドを最適化することであり、最適化されたサブバンドは、少なくとも部分的に生命信号の存在を指し示す、最適化することと、最適化されたサブバンドを組み合わせて、最適化された処理済み信号を組み立てることとを有している。

20

【0008】

特許文献4(米国特許出願公開第2012/197137号)は、周期的な生物学的現象の特徴についての情報を抽出するよう、周期的な生体から光を捕捉するように構成された少なくとも1つのセンサからの少なくとも1つの信号に基づいて信号を処理することを含んだ光電脈波法を開示しており、少なくとも1つのセンサからの信号のうちの少なくとも1つが、水の吸収スペクトル内のピークに合わせて調整された、該少なくとも1つのセンサの前に置かれたフィルタと光源とのうちの少なくとも1つを用いることによって取得されている。

30

【0009】

特許文献5(米国特許出願公開第2011/157340号)は、被検体に励起光及び参照光を照射する照射部と、励起光に基づく蛍光像、及び、参照光に基づく少なくとも所定の波長域の第1の反射光像を含む反射光像、を撮像する撮像部と、蛍光像に対応する蛍光画像の画像信号を含む診断蛍光画像を構築する複数の画像信号、及び、反射光像からの第1の反射光像に対応する第1の反射光画像を含む反射光画像の画像信号、を生成する画像信号生成部と、蛍光画像と第1の反射光画像との間の相対的強度又は所定値を乗算された第1の反射光画像の強度と蛍光画像の強度とを比較する比較部と、診断蛍光画像を構築する1つの画像信号として、比較部による比較結果に基づき反射光画像と蛍光画像との一方を選択的に出力する選択部と、を有する蛍光画像装置を開示している。

40

【0010】

特許文献6(独国特許出願公開第19741982号)は、人間の手足上の測定領域における真皮血液かん流の非侵襲検出のための装置を開示しており、その装置は、測定領域

50

に光を当てる少なくとも1つの光源であり、その光が測定領域から及び下に位置する層から反射される、少なくとも1つの光源と、反射された光を受ける光検出器システムと、光検出器システムの出力信号が伝えられる制御・評価ユニットとを有し、測定光の空間的なスペクトル部分を選択的に選択し、それにより、空間的及び時間的分解能で、入射光を検出する光検出器システム上の測定領域の部分を撮像する撮像システムが設けられ、撮像システムは更に、撮像信号を分析し、血液量変化を検出して可視化している。

【0011】

最近、患者情報又は一般的に生物の生理学的情報を取得するための遠隔デジタル画像ベースのモニタリングシステムが述べられて例証されてきている。

【0012】

ここで使用されるとき、“リモート検出された電磁放射線”なる用語は、放射源（例えば、離して位置付けられた光源）から関心被検体へと送られて、関心被検体の皮膚部分又は真皮部分によって“反射”される放射線成分のことを言い得る。また、皮膚の最上面の下の被検体の組織も、入射放射線の反射、偏向及び/又は吸収において役割を果たす。被検体の皮膚内での反射機構は、かなり複雑であり、例えば波長、侵入深さ、皮膚組成、脈管系構造、及び更には影響パラメータなどの要因に多重依存するので、例えば“放出され”、“透過され”、及び“反射され”などの用語は限定的に理解されるべきでない。典型的に、入射放射線の一部が、皮膚の（上）表面で反射され得る。さらに、入射放射線の一部が、皮膚に侵入して皮膚層を通り抜け得る。最終的に、入射して侵入する放射線の少なくとも一部が、皮膚内で吸収され、入射して侵入する放射線の別の少なくとも一部が、（皮膚の表面で反射されるのではなく）皮膚内で散乱され得る。従って、特にイメージセンサであるセンサによって捕捉されることが可能な、関心被検体を表す放射線成分は、この文脈において、再放出される放射線のことを言い得る。

【0013】

リモートでのモニタリング及び測定の取り組みに関し、カメラの使用が例証されてきた。カメラは特に、画像フレームのシーケンスを捕捉することが可能なビデオカメラを含み得る。好ましくは、可視光を捕捉可能なカメラを使用することができる。これらのカメラは、電磁スペクトルの可視光域のうちの少なくとも相当な部分をカバーする或る一定の応答（又は感度）特性を有し得る。ここで使用されるとき、可視光は、電磁スペクトルのうちの、更なる技術的支援なしで人間の眼によって感知されることができるとして理解されるべきである。

【0014】

例えば患者モニタリングといったリモート被検体モニタリングは、斯くして、さりげない非接触での測定を行うことができるので、有益であると考えられる。対照的に、リモートでない（接触）測定は典型的に、センサ及び更にはマーカを、モニタされるべき被検体の関心皮膚部分に取り付けることを必要とする。多くの場合、これは、特に長期モニタリングに関して、不快であると考えられる。

【0015】

故に、さりげなくない（接触）測定の必要性を解消することに更に寄与するリモートモニタリングのシステム及び方法を提供することが有益である。

【0016】

光電脈波（photoplethysmography；PPG）は、関心エリア又は関心ボリュームの光反射又は光透過の時変的变化を評価する光学的測定技術である。PPGは、血液が周囲組織よりも強く光を吸収し、故に、心拍ごとの血液量の変動が、それに対応して透過又は反射に影響を及ぼすという原理に基づく。心拍数についての情報の他に、PPG波形は、例えば呼吸などの更なる生理学的現象の信頼できる情報を有し得る。

【0017】

これに関連して、非特許文献1（Verkruysse等）は、通常の周辺光と割と従前消費者レベルのビデオカメラとで光電脈波信号を測定できることを例証している。

【0018】

10

20

30

40

50

被検体の心拍数及び（動脈）血液酸素飽和度（SpO<sub>2</sub>）を測定するための、例えばパルスオキシメータなどの従来のPPG装置は、例えば指先、耳たぶ、又は額といった被検体の皮膚に取り付けられる。故に、それらは、“接触”PPG装置として参照される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0019】

【特許文献1】国際公開第2011/148280号パンフレット

【特許文献2】米国特許出願公開第2012/195486号明細書

【特許文献3】国際公開第2013/038326号パンフレット

【特許文献4】米国特許出願公開第2012/197137号明細書

【特許文献5】米国特許出願公開第2011/157340号明細書

【特許文献6】独国特許出願公開第19741982号明細書

【非特許文献】

【0020】

【非特許文献1】Verkrusse等, “Remote plethysmographic imaging using ambient light”, Optics Express, 16(26), 2008年12月22日, pp.21434-21445

【発明の概要】

【0021】

故に、本発明の1つの目的は、PPGシステム及び対応する方法の更なる用途を探求することである。特に、本発明の1つの目的は、健康上の症状を調べることを支援して診断ルーチンに寄与することが可能な生理学的情報を抽出するシステム及び方法を提供することである。

【0022】

より具体的には、複数の信号変換ステップを必要とせずにリモートPPG情報を適切に処理することが可能な装置及び対応する方法を提供することが有利である。換言すれば、膨大な擾乱及びノイズの影響を受けた部分を一般に有し得るものであるリモート検出された画像データに対して特に適応された、生理学的情報を抽出する方法及びシステムを提供することが有益である。

【0023】

本発明の第1の態様において、リモート検出された電磁放射線から少なくとも1つの健康上の症状を指し示す生理学的情報を抽出するリモート光電脈波モニタリングシステムが提示される。当該システムは、

少なくとも1つの関心被検体を有した観察領域を表すリモート検出ビデオデータを有するデータストリームを受信するインタフェースであり、前記ビデオデータは波長依存画像情報を有し、前記波長依存画像情報はそれぞれの波長部分を表現する少なくとも2つの色チャンネルで構成される、インタフェースと、

前記少なくとも2つの色チャンネルのうちの少なくとも2つに関して、相対的なチャンネル信号強度情報を検出する画像プロセッサと、

検出された相対的なチャンネル信号強度を、健康な被検体をモニタリングすることによって生成された基準データから得られたそれぞれの基準値と比較するデータ比較ユニットであり、当該データ比較ユニットは更に、前記少なくとも2つの色チャンネルのうちの少なくとも2つの前記検出された相対的なチャンネル信号強度の比を決定し、且つ前記相対的なチャンネル信号強度の前記比を基準の比と比較するように構成されている、データ比較ユニットと、

前記基準値との実際の相対的なチャンネル信号強度の前記比較から、血液組成を指し示す情報を導出する症状アナライザと

を有する。

【0024】

本発明は、例えば患者又はより一般に生物若しくは人間などの関心被検体において起こる幾つかの（健康上）の症状は典型的に、被検体の皮膚において、あるいは被検体の組織

10

20

30

40

50

又は循環血液の中で、反射特性及び／又は吸収特性の対応する特徴的な変化を伴うという洞察に基づく。従って、関心被検体をモニタリングしてチャンネルベースの（色）画像情報を生成することで、少なくとも2つのチャンネルのうちの少なくとも1つにおける色強度又は相対的な色強度の僅かな小さい変化が、健康状態又は症状を高度に指し示し得る。

#### 【0025】

特に、当該システムは、相対的なチャンネル信号強度に注目することができる。典型的に、受信されるデータストリームは、安定したDC成分と、被検体の（血液）循環系に起因し得る比較的小さい脈動成分（AC成分）と、を持つPPG信号を有し得る。血液脈動は、被検体の組織及び／又は皮膚において、画像情報を監視及び捕捉することで検出され得る僅かな小さい色変化を生じさせる。換言すれば、少なくとも2つの色チャンネルの脈動成分を表す信号が、これら少なくとも2つの色チャンネルの各々での実際の相対信号強度値に由来して定められ得る長さ及び向きを持つインデックス要素（又はベクトル）によって、ベクトル空間で提示され得る。血液脈動に起因して、このようなインデックス要素又はベクトルは、大なり小なり、ベクトル空間内の2つの終点位置間での周期的な“往復”運動を被り得る。インデックス要素又はベクトルの往復運動の経路又はカーブが、特徴的な健康上の症状の存在に関するインジケータとして使用され得る。ここで使用されるとき、“相対的な信号強度”なる用語は、同じ色チャンネルの（比較的一定な、又は平均の）DC信号部分に対するAC信号部分の信号強度に関係し得る。従って、“絶対的な信号強度”は、“一定の”DC部分と“脈動する”AC部分とを組み入れた信号の絶対信号強度に関係し得る。本発明は、幾つかの特定の症状が、色チャンネルのうちの少なくとも1つの脈動（AC）信号において、残りの色チャンネルのうちの少なくとも1つに対して、特徴的な変化を伴い得るという事実を利用する。この往復経路に関する、又はより一般に、少なくとも2つの色チャンネルのうちの少なくとも2つのチャンネル信号強度に関する基準値（例えば、健康な被検体を表す）が利用可能であるとして、これらの基準値からの（向き及び／又は長さにおける）特徴的な逸脱は、特定の健康上の症状、症候群、及び／又は、より一般に疾患パターンを高度に指し示し得る。

#### 【0026】

ここで使用されるとき、電磁放射線は特に、それから可視画像情報を取得することができる可視放射線に関係する。換言すれば、主として、（可視）画像データをキャプチャするように構成される撮像システムが検討される。上述のように、可視放射線は、人間の眼によって感知され得る放射線部分のことを言う。しかしながら、一部の実施形態において、可視放射線帯域に隣接する波長部分も使用されて、それぞれのセンシング装置又はキャプチャ装置によって検出され得る。例えば、近赤外線、赤外線、及び／又は紫外線も使用され得る。ここで使用されるとき、チャンネル信号強度なる用語は基本的に、それぞれの（色）チャンネルに割り当てられたそれぞれの波長部分における検出放射線の強度及び／又は振幅のことを言う。データストリームは、血流が生じる被検体の皮膚及び／又は被検体の組織での、血流に関係した色変動を含む情報を有し得る。上述のように、主として、検出画像情報のうち血流に起因し得る脈動（AC）部分が関心あるものとなり得る。ここで使用されるとき、“リモート検出”及び／又は“リモート検出され”は、例えばカメラ又はビデオカメラなどのセンシング装置が監視対象の被検体に対して相当な距離で配置されるというモニタリング手法又はモニタリング構成を表し得る。例えば、被検体とセンシング装置との間の距離は、少なくとも数センチメートルを伴い得るが、また、数10センチメートル又は更には数メートルを伴ってもよい。このようなりモート構成は、かなりさりげない測定を可能にする。一方で、このような構成はまた、典型的に、不安定な照明状態及び／又は監視対象の被検体とセンシング装置との間の相対的な動きに関するモーションアーチファクトに起因した、大きい擾乱及び／又は歪みを含む。

#### 【0027】

上にて提示した手法は特に、臨床健康モニタリング、好ましくは新生児モニタリング及び／又は幼児モニタリングに適している。特に、新生児及び幼児は、固定的に取り付けられるセンサ及び／又はマーカを必要とする押し付けがましい接触測定を問題とする。上述

10

20

30

40

50

の手法によれば、例えば新生児などの関心被検体が或る一定の自由度を享受することができるながら、なおも効果的で十分なモニタリングが確保される。

【 0 0 2 8 】

データ比較ユニットは、実際値と基準値との“極的”比較（結果は、よりも大きい/よりも小さい）を実行し、実際値と基準値との間の割合を決定し、且つ/或いは実際値と基準値との間の絶対的あるいは相対的な差を決定するように構成され得る。実際値は、検出されたチャンネル信号強度によって表され得る。基準値は、例えば、所定の及び/又は事前検出されたチャンネル信号強度によって表され得る。

【 0 0 2 9 】

症状アナライザは、多くの疾患及び/又は健康上のゆがみが被検体の血液組成に影響を及ぼし得るという事実を利用する。実際の色情報を、健康な被検体に帰属するそれぞれの基準色情報と比較することによって、被検体の血液組成における変化が検出され得る。

【 0 0 3 0 】

他の一態様によれば、上記少なくとも2つの色チャンネルは色モデルと関連付けられ、該色モデルは、それぞれの波長部分を上記少なくとも2つの色チャンネルに割り当てる色モデル表現法に基づく。基本的に、色モデルは、元々類似した画像情報の離散化を可能にするのに十分な情報を提供し得る。換言すれば、色モデルの考慮の下で、現実の色が“ビット及びバイト”に移され得る。

【 0 0 3 1 】

更なる他の一態様によれば、色モデルは、色空間マッピング表現法に基づく色空間であり、それぞれの波長部分が色空間のそれぞれの軸に割り当てられる。基本的に、色モデルは、色のデジタル表現を記述する数学モデルを提供し得る。しかしながら、色空間は、それぞれの色モデルに基づく適切な色表現として考えることができる。斯くして、それぞれのデータの取り扱い及び処理を容易にし得る例えばベクトルなどの幾何学的なエンティティによって色特性が提示され得るので、このような手段は有益であり得る。

【 0 0 3 2 】

更なる他の一態様によれば、色空間は、3つの色チャンネルで構成される加法（アディティブ）色空間である。斯くして、単に3つの異なる基本色に基づいて、多様な色のニュアンスが（再）生成され得る。しかしながら、他の例では基本的に、減法（サブトラクティブ）色空間も使用され得る。限定ではなく例示のため、色空間はRGB色空間とし得る。減法色空間はCMY色空間及び/又はCMYK色空間とし得る。以下では主として、RGB色モデル及び/又はRGB色空間が述べられる。しかしながら、これは限定として解釈されるべきでない。当業者は、幾つかの代替及び/又は代用色モデル又は色空間を認識し得る。また、異なる色モデル及び異なる色空間が互いに移されてもよい。

【 0 0 3 3 】

例として、例示的なRGB色空間の実施形態を考えると、青対赤比（ $B/R$ ）又は赤対緑及び青比（ $R/(G+B)$ ）が、それぞれの健康症状を指し示し得る。このような比をそれぞれの基準の比と比較することで、有意な逸脱を明らかにし得る。逸脱を表す値が所定の閾値を超える場合、症状の発生を指し示す明瞭なインジケーションが提供され得る。更なる一実施形態によれば、症状アナライザは、検出された信号強度変動を検討して、被検体の循環血液中の血中ビリルビン濃度を検出するように構成される。上昇した血中ビリルビン濃度は、黄疸の強いインジケータとして考えることができる。新生児黄疸は、生まれたばかりの幼児の皮膚及びその他の組織の黄変である。黄疸はまた、大人の間でも起こり得る。この色変化は、上昇したビリルビン濃度に起因する。黄疸にかかった被検体の管理及び治療は典型的に、血中ビリルビン濃度の調査及びモニタリングを必要とする。上記態様によれば、当該システムが長期のさりげないビリルビン測定を提供し得る。斯くして、採血及び更なる押し付けがましい測定法を、少なくともかなりの程度まで回避することができる。

【 0 0 3 4 】

更なる他の一態様によれば、症状アナライザは、検出された一定若しくは準一定のチャ

10

20

30

40

50



ネル信号強度を検討して、被検体の真皮内に蓄積したビリルビンの濃度を検出するように構成され、好ましくは、症状アナライザは更に、皮膚のビリルビン濃度と比較した血中ビリルビン濃度の推定を導出するように構成される。この実施形態は、被検体の真皮内に蓄積したビリルビンは基本的に P P G 信号の D C 成分を変化させるという事実を利用する。

【 0 0 3 5 】

黄疸にかかった被検体では、被検体の循環血液内でビリルビン濃度の上昇が存在し得る。しかしながら、拡散により、ビリルビンはまた、被検体の皮膚組織内にも蓄積し得る。血液内及び皮膚内のビリルビン濃度はどちらも画像データに影響を及ぼすことができ、それから所望の変更情報を取得し得る。故に、被検体の血液中でのビリルビン濃度の上昇及び皮膚組織内でのビリルビン濃度の上昇の決定及び調査を行うことは有益であり得る。さらに観測されていることには、黄疸の治療中に、皮膚組織におけるビリルビン濃度は、血液中のビリルビン濃度よりも早く低減され得る。従って、血液中のビリルビン濃度及び皮膚組織内のビリルビン濃度を検出できることは、例えば、黄疸の治療の管理及び制御を行うことに利用され得る更なる健康標示値の決定を可能にする。

10

【 0 0 3 6 】

更なる他の一態様によれば、症状アナライザは、差し迫った窒息を指し示す相対的なチャネル信号強度を検出するように構成される。特に新生児及び幼児の場合、窒息は、深刻な永続的損傷及び更には死にさえ至り得る大いなる危険である。差し迫った窒息を指し示すインジケーションは、ヘモグロビン又は非酸素化ヘモグロビン ( H B ) の、酸素化ヘモグロビン ( H B O 2 ) に対する比 ( H B / H B O 2 ) とし得る。窒息が起こりそうなとき、 H B / H B O 2 比が上昇する。これは、 R G B 色空間における G チャネル及び B チャネルと比較した R チャネルにおけるいっそう大きい振幅によって特徴付けられ得る僅かな色変化を生じさせ得る。故に、特徴的な方向変化が検出されて、窒息警報を始動させるのに利用され得る。事前に基準値が取得されることを所与として、好適な閾値が予め定められ得る。

20

【 0 0 3 7 】

これに関連して、症状アナライザが、検出されたチャネル信号強度の比を検討して、被検体の血液中のヘモグロビンと酸素ヘモグロビンとの比を指し示す酸素化情報を調査し、且つ該比が基準閾値を超えるとときに警報信号を出力するように構成されるとすれば、更に好ましい。

30

【 0 0 3 8 】

好適な一実施形態によれば、当該システムは更に、ビデオデータをリモートで記録する画像センサを有し、該画像センサは、上記少なくとも 2 つの色チャネルに対応する少なくとも 2 つの波長部分内の電磁放射線を捕捉するように適応された応答特性 ( 感度 ) を有する。斯くして、一貫した画像データの符号化及び処理が確保され得る。当該システムが、例えば R G B カメラなどのイメージセンサをも組み入れているとき、高いレベルでの信号インテグレーションが達成され得る。上述のように、割と従前消費者レベルのビデオカメラが使用され得る。更に好ましくは、当該システムのカメラ、画像プロセッサ、及び更なるコンポーネントは基本的に、同じ色モデルを適用する。画像センサの感度は、少なくとも可視放射線の相当な部分をカバーし得る。しかしながら、一部の実施形態において、画像センサの感度は更に、赤外線及び / 又は紫外線の少なくとも一部をカバーしてもよい。

40

【 0 0 3 9 】

更なる他の一態様によれば、当該システムは更に、上記少なくとも一人の関心被検体の少なくとも 1 つの標示的な皮膚部分を検出するためのパターン検出器を有する。

【 0 0 4 0 】

更なる他の一実施形態によれば、当該システムは更に、特定の波長域内の放射線を放つ治療放射源を有し、該治療放射源は、放たれる放射線が関心被検体に向けられるように構成され、好ましくは、当該システムは更に、データ比較ユニットによって生成される医療状態を指し示すデータを考慮して治療放射源を動作させる治療コントローラを有する。

【 0 0 4 1 】

50

換言すれば、当該システムは光線療法機能をも有し得る。光線療法は、黄疸を治療するのに使用され得る。特に、治療放射源は、約400nmから500nmの波長域の光を発することが可能な光源として具現化され得る。斯くして、関心被検体における上昇したビリルビン濃度を低下させることができる。上述のように、これに関連して特に有益であるのは、症状アナライザが、被検体の血液における血中ビリルビン濃度及び被検体の皮膚組織に蓄積したビリルビンの濃度を検出するように構成され得ることである。好ましくは皮膚ビリルビン濃度に対する血中ビリルビン濃度の比であるこの情報は、光線療法処置の管理及び制御を行うことに利用され得る。

#### 【0042】

本発明の更なる他の一態様において、リモート検出された電磁放射線から少なくとも1つの健康上の症状を指し示す生理学的情報を抽出するリモート光電脈波モニタリング方法が提示される。当該方法は、

少なくとも1つの関心被検体を有した観察領域を表すビデオデータを有するデータストリームを受信するステップであり、前記ビデオデータは波長依存画像情報を有し、前記波長依存画像情報はそれぞれの波長部分を表現する少なくとも2つの色チャンネルで構成される、受信するステップと、

前記少なくとも2つの色チャンネルのうちの少なくとも2つに関して、相対的なチャンネル信号強度情報を検出するステップと、

検出された相対的なチャンネル信号強度を、健康な被検体をモニタリングすることによって生成された基準データから得られたそれぞれの基準値と比較するステップであり、当該比較するステップは、前記少なくとも2つの色チャンネルのうちの少なくとも2つの前記検出された相対的なチャンネル信号強度の比を決定することと、前記相対的なチャンネル信号強度の前記比を基準の比と比較することとを有する、比較するステップと、

前記基準値との実際の相対的なチャンネル信号強度の前記比較から、血液組成を指し示す情報を導出するステップと

を有する。

#### 【0043】

本発明の更なる他の一態様において、プログラムコード手段を有するコンピュータプログラムが提供され、該プログラムコードは、当該コンピュータプログラムがコンピュータ上で実行されるときに、該コンピュータに、上記方法のステップを実行させる。

#### 【0044】

プログラムコード(又はロジック)は、例えばコンピュータなどの計算マシンによる実行のために、1つ以上の非一時的な有形媒体にエンコードされ得る。一部の例示的な実施形態において、プログラムコードは、当該システム内での使用のためにコンピュータ読み取り可能信号媒体を通じて、別の装置又はデータ処理システムから持続性のメモリユニット又はストレージへと、ネットワーク上でダウンロードされてもよい。例えば、サーバデータ処理システム内のコンピュータ読み取り可能メモリユニット又はストレージに格納されたプログラムコードが、該サーバから当該システムへとネットワーク上でダウンロードされ得る。プログラムコードを提供するデータ処理装置は、サーバコンピュータ、クライアントコンピュータ、又は、プログラムコードの記憶及び送信を行うことが可能な何らかのその他の装置とし得る。

#### 【0045】

ここで使用されるとき、用語“コンピュータ”は、多様な処理装置を表し得る。換言すれば、相当な計算能力を持つモバイル装置も、たとえそれらが標準的な“コンピュータ”よりも少ない処理能力のリソースを提供するとしても、コンピューティング装置として参照され得る。言うまでもなく、このような“コンピュータ”は、医療装置及び/又は医療システムの一部であってもよい。また、用語“コンピュータ”はまた、クラウド環境で提供される計算能力を必要としたり利用したりし得る分散コンピューティング装置をも意味し得る。用語“コンピュータ”はまた、データを処理することが可能な、医療テクノロジー装置、フィットネス設備装置、及びモニタリング装置全般をも意味し得る。

10

20

30

40

50

## 【0046】

開示の好適実施形態が従属請求項に規定されている。理解されるべきことには、請求項記載の方法及び請求項記載のコンピュータプログラムは、請求項記載のシステム及び従属システム請求項に規定のものと同様の好適実施形態を有し得る。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0047】

本発明のこれら及びその他の態様が、以下に記載される実施形態を参照して明らかになる。図面は以下の図を含む。

【図1】本開示の一実施形態に従ったシステムの簡略化した模式図を示している。

【図2】ヘモグロビン及び酸素化ヘモグロビンに関する例示的な吸収スペクトルグラフを示している。 10

【図3】ビリルビンに関する例示的な吸収スペクトルグラフを示している。

【図4】3チャンネルカメラのスペクトル感度特性を示す例示的な図を示している。

【図5】かなり一定の(DC)部分とそれに重なった交流脈動(AC)部分とで構成される脈動するPPG信号の模式図を示している。

【図6】例示的な(3次元)色空間を模式的に表現したものを示しており、色空間の中に色ベクトルが存在している。

【図7】図6に従った色空間の別の表現を示しており、異なる向き及び長さを持つ別の色ベクトルが存在している。

【図8】2つの色ベクトルを存在させた(2次元)色空間を例示しており、また、脈動する色ベクトルの交流運動の例示的な経路又はカーブを示している。 20

【図9】図8に従った色空間を例示しており、図8に例示した経路又はカーブと比較して異なる長さ及び向きを持った、脈動する色ベクトルの交流運動の別の経路又はカーブを例示している。

【図10】3つのそれぞれの波長部分又は色チャンネルにおける一組の基準被検体についての相対的な血液脈動関連振幅を例示している。

【図11】監視対象の被検体を例示しており、そこから平均PPG全般を取得し得る標示的な皮膚部分をハイライトしている。

【図12】本開示の他の一実施形態に従ったシステムの簡略化した模式図を示している。

【図13】本開示に従った方法の一実施形態の幾つかのステップを表す例示的なブロック図を示している。 30

## 【発明を実施するための形態】

## 【0048】

図1は、本発明の一実施形態に従ったシステム10のセットアップの模式図を示している。限定的に理解されるべきでなく、例として、システム10は、例えば新生児又は幼児などの被検体12をモニタリングする新生児ケアユニットにて使用され得る。一般には、システム10は、例えば、患者、又はより一般には人間若しくは生物などの、被検体12をモニタリングするように構成され得る。特に、新生児は、病院のベッド又は例えば保育器などの生まれたばかりの幼児を受け入れて支持するように特別に適応された装置の一部とし得る横たわるための表面14の上に位置付けられ得る。 40

## 【0049】

非常に初期には新生児の肝臓は未発達であることがあり、それ故に、排出することができず結果としてビリルビンの濃度を下げることができないことがあるため、新生児の間ではしばしば新生児黄疸(高ビリルビン血症としても知られている)が起こる。古い赤血球の破壊中の分解副生成物として、いわゆる非抱合ビリルビンが形成され得る。新生児の生命体はビリルビンを効率的に吸収して低減することができないことがあるので、新生児ではしばしば非抱合ビリルビン濃度が上昇する。非抱合ビリルビンの濃度が所与の結合能を超えるまで上昇すると、非抱合ビリルビンが循環系の外に拡散して隣接組織に入り得る。典型的に、被検体12の皮膚組織内への遊離ビリルビンの拡散は、皮膚の色合いの特徴的な黄変を生じさせ得る。特に早産の新生児では、上昇したビリルビン濃度はさらに、例 50

えば核黄疸といった深刻な脳機能障害をもたらし得る。肝機能及び循環系は一般に、早産の新生児の間ではあまり発達していないので、上昇したビリルビン濃度を深刻に患ういっそう高いリスクに直面する。

#### 【0050】

被検体12内のビリルビン濃度を測定及び監視する従来の取り組みは、不快でさりげなくないものとして経験されることが多いので、本発明の一部の実施形態は、長期モニタリングをも可能にし得る信頼できるさりげないモニタリング技術を提供することを探求する。この目的のため、システム10は、センサ又はカメラ18と結合され得る又はそれを組み込み得るデータ処理装置16を有し得る。システム10は、例えばビデオデータなどの画像データを処理するように構成されるので、センサ18は、例えば、割と従来式のビデオカメラによって具現化され得る。カメラ18は、モニタリングすべき被検体12から距離を置いて配置され得るので、かなりさりげない測定が達成され得る。換言すれば、本開示の好適実施形態によれば、センサ18は、被検体の皮膚に取り付けられる接触センサによって具現化される必要がない。例えば、センサ18は、例えば可視放射線及び一部の実施形態において赤外線及び/又は紫外線などの画像情報を検知してデジタル化するCCDアレイ又はCMOSアレイを組み入れ得る。この文脈において、可視放射線なる用語はまた、センサ18にとって主として“可視”である放射線部分をも言い得る。カメラ18は、インタフェース20を介して画像プロセッサ22と接続され得る。インタフェース20を介して、画像データが画像プロセッサ22に伝送され得る。好ましくは、カメラ18は、アナログ画像情報を、少なくとも2つの色チャンネルを有するデジタル画像情報へと分解して伝えるように構成される。

#### 【0051】

例えば、カメラ18は、RGB画像データの捕捉及び生成を行うことが可能なビデオカメラとして構成され得る。例えばRGB画像データなどの画像データは、画像プロセッサ22によって然るべく処理され得る。例えば、画像プロセッサ22は、画像データを構成する色チャンネルのうちの少なくとも一部、好ましくは全て、について(相対的な)チャンネル信号強度情報を検出するように構成され得る。上述のように、特徴的なチャンネル信号強度又はチャンネル信号強度比は、被検体12の身体状態又は更に具体的には健康状態を高度に指し示し得る。データ処理装置16は更に、少なくとも一人の関心被検体12の少なくとも1つの標示的な皮膚部分で検出を行うパターン検出器23を有し得る。技術的に知られているように、パターン検出器23は、非不検出アルゴリズムを利用して、(標示的な)皮膚部分と、これまた画像データ内に存在し得る(標示的でない)周囲部分との間で区別を行い得る。

#### 【0052】

画像プロセッサ22は基本的に、デジタル画像情報を、次元を減らした(相対的な)強度情報へと濃縮するように構成される。この目的のため、画像プロセッサ22は、複数の画像エンティティ(例えば、画素)を、それぞれのパターンを表現する単一のエンティティへと移されることが可能であってもよく、この単一のエンティティは基本的に、それぞれの色チャンネル信号強度を指し示す2つ以上の値で構成される。換言すれば、2次元(色付き)画素パターンに含まれる所望の情報が、長さと向きによって特徴付けられる単一のインデックス要素又は色ベクトルへと凝集されて移され得る。色ベクトルの長さ及び向きは、色チャンネルのうちの少なくとも一部におけるそれぞれの信号強度に帰属し得る。

#### 【0053】

好ましくは、画像プロセッサ22は更に、画像データの正規化を提供するように構成される。例えば、時間ベースの正規化が、捕捉された画像データに適用され得る。R(赤)、G(緑)及びB(青)のチャンネルを実装する例示的な実施形態を考えるに、画像プロセッサ22は、それらの実際の値をそれぞれの時間平均値で除算するように構成され得る。複数のチャンネル各々の時間平均値は、所定のサイズを持つウィンドウにわたる移動平均に基づき得る。他の例では、時間平均値は、或る時間間隔にわたる平均に基づいてもよく、指定された時間間隔内の全てのサンプル(各実際値)が、その間隔にわたる同じ平均によ

10

20

30

40

50

って除算され得る。斯くして、妨害する影響を回避及び/又は抑制するよう、被検体12を照らす照明装置の強度及び/又は色における変動が十分に弱められ得る。

【0054】

画像プロセッサ22によって検出されたチャンネル信号強度情報を有するデータストリームが、検出されたチャンネル信号強度をそれぞれの基準値と比較するデータ比較ユニット24に届けられ得る。換言すれば、データ比較ユニット24は、基準値に対するチャンネル信号強度の特徴的な差を(例えば、長さ及び/又は向きに関して)調べるように構成され得る。上述のように、長さ及び/又は向きにおける特徴的な逸脱は、特定の健康上の症状を高度に指し示し得る。データを比較するため、且つ/或いは差を調べるため、データ比較ユニット24は、そこから基準値を取得し得る基準データを提供され得る。基準データは、例えば、健康な被検体12をモニタリングすることで生成され得る。

10

【0055】

特徴的な逸脱に基づいて、特定の症状の存在が評価され得る。しかしながら、これに代えて、あるいは加えて、データ処理装置16は、基準値との実際の(相対)信号強度の比較から血液組成を指し示す情報を導出する症状アナライザ26を更に有していてもよい。故に、症状アナライザ26は、僅かな色変化、及び/又はシステム10によって検出され得るPPG信号のAC部分の逸脱、に表出し得る被検体12の血液組成の変動又は変化を、多くの特徴的な症状が伴い得る、という事実を利用し得る。上述のように、患者の血液及び/又は皮膚組織に起こる僅かな色変化は、例えば、上昇したビリルビン濃度に起因し得るものであり、且つ/或いは、差し迫った窒息事故に関する強いインジケータであり得る。データ比較ユニット24及び症状アナライザ26のうちの少なくとも一方は更に、更なる分析及び/又は表示手段に使用され得る出力データを提供するように構成され得る。

20

【0056】

この出力データは、出力インタフェース28で提供され得る。さらに、データ比較ユニット24又は症状アナライザ26の少なくとも一方は、警報ユニット32と結合され得るそれぞれの警報信号インタフェース30に送られ得る警報信号を生成するように適応されることができる。特に、深刻な症状が検出されたとき、警報ユニット32がトリガーされて、システム10によって検出された深刻な逸脱について被検体12、医療スタッフ、又はより一般には介護者に警告するための警報信号を生成し得る。従って、対策が然るべく取られ得る。

30

【0057】

データ処理装置16は更に、監視放射源38と結合され得る。監視放射源38は、カメラ18によって観察されている監視対象の被検体12の一部を照らすように構成された光源によって具現化され得る。従って、比較的安定な照明条件が達成され、ノイズ抑制及び/又は擾乱最小化に寄与し得る。監視放射源38は、好ましくはカメラ18の感度に合わせて適応された、特定の広い波長域内の光を発する従来式の光源によって具現化されてもよい。また、監視放射源38は、データ処理装置16によって制御及び/又は管理されてもよい。この目的のため、監視放射源38は、インタフェース36を介して監視光コントローラ34に接続され得る。監視光コントローラ34は、画像プロセッサ22、データ比較ユニット24及び症状アナライザ26のうちの少なくとも1つと結合され得る。そうする際、データ処理装置16は、(画像)データ処理を支援する照明情報を提供され得る。

40

【0058】

一部の例示的な実施形態によれば、データ処理装置16は更に、治療放射源44と結合され得る。これは、特に、システム10が更に光線療法を提供するように構成されるときに適用される。光線療法は、とりわけ新生児に関して、被検体12におけるビリルビン濃度上昇に対する好適な治療であり得る。光線療法処置は典型的に、約400nmから約500nmの波長域の光を発することが可能な少なくとも1つの光源44を必要とし得る。被検体12の皮膚に向けられた光が、被検体12の皮膚組織内の蓄積ビリルビンと相互作用し得る。斯くして、ビリルビン濃度が経時的に十分に低下され得る。好ましくは、治療放射源44もデータ処理装置16に接続される。例えば、治療放射源44は、インタフェ

50

ース42を介して治療コントローラ40と接続され得る。治療コントローラ40は、画像プロセッサ22、データ比較ユニット24又は症状アナライザ26のうちの少なくとも一つに接続され得る。上昇したビリルビン濃度がデータ処理装置16によって検出された場合、治療されるべき被検体12に対して放射線を選択的に放射するように治療放射源44が制御され得る。他方で、実際の光線療法処置を知り、データ処理装置16は、それぞれのデータを処理するときこの情報を考慮し得る。上述のように、光線療法は、被検体12の皮膚組織内のビリルビン濃度を効果的に低下させ得る。しかしながら典型的に、被検体の血液内の血中ビリルビン濃度は、同時に然るべく低減されない。光線療法処置が行われたことの認識を有することは、より正確に血中ビリルビン濃度を評価することを可能にする。

10

**【0059】**

画像プロセッサ22、データ比較ユニット24（及び、設けられる場合に、症状アナライザ26、監視光コントローラ34、及び治療コントローラ40の何れか）は、所望のデータ処理を提供するようにそれぞれの論理コマンド（プログラムコード）によって駆動されるコンピューティング装置又は少なくともその一部と見なし得る例えばデータ処理装置16などの共通の処理ユニットによって実装され得る。データ処理装置16は更に、以下にて述べられ得る幾つかのコンポーネント又はユニットを有し得る。理解されるべきことには、データ処理装置16の各コンポーネント又はユニットは、例えばマルチコアプロセッサ又は複数のシングルコアプロセッサなどの複数のプロセッサを有し得る。少なくとも一つのプロセッサがデータ処理装置16によって使用され得る。これらのプロセッサの各々は、標準プロセッサ（例えば、中央演算処理ユニット）又は特殊目的のプロセッサ（例えば、グラフィックプロセッサ）として構成され得る。従って、データ処理装置16は、データ処理の幾つかのタスクを適切なプロセッサに分配するように好適に動作されることができる。

20

**【0060】**

データ処理装置16、及びインタフェース20、28、30、36、42のうちの少なくとも一つは、共通の処理装置又はハウジングにて具現化され得る。基本的に、撮像ユニット若しくはカメラ18並びに監視放射源38（及び、存在する場合に、治療放射源44）は、概して外部要素であるが、データ処理装置16とともに共通ハウジング内に統合されてもよい。また、画像プロセッサ22、データ比較ユニット24、症状アナライザ26、監視光コントローラ34及び治療コントローラ40は、ハードウェア手段によって実装されてもよいし、あるいはソフトウェア手段によって実装されてもよい。また、ハードウェア及びソフトウェアのコンポーネントを含むハイブリッド実装も想定され得る。

30

**【0061】**

図2及び図3は、血液（ヘモグロビン及び酸素化ヘモグロビンを含む）及びビリルビンに関する例示的な吸収スペクトル図を示している。これらの図の各々において、参照符号52によって指し示される横軸は、約250nmと750nmとの間の範囲に及ぶそれぞれの波長インターバルを表している。縦軸50は、それぞれの物質の（定性的な）吸収挙動を表している。図2において、酸素化ヘモグロビン（HBO<sub>2</sub>）に関する吸収スペクトルを表すグラフが、参照符号54によって指し示されている。（非酸素化）ヘモグロビン（HB）の吸収スペクトルを表すグラフが、参照符号56によって指し示されている。はつきりと見て取れるように、ヘモグロビンの酸素の豊富さは、それぞれの吸収ピークを僅かにずらす（シフトさせる）。この現象に基づき、例えば、差し迫った窒息が検出され得る。というのは、それに従って、基本的に（非酸素化）ヘモグロビンの濃度が上昇する一方で、酸素化ヘモグロビンの濃度が低下するからである。これは、健康な被検体と比較して、僅かな色変化をもたらす。システム10がRGB色空間に基づいて動作するように構成されていると仮定して、上述の変化は、Gチャネル及びBチャネルと比較して、Rチャネルにおける大きめの脈動性を生じさせ得る。故に、RGB色空間における色ベクトルの、対応した僅かな方向変化が検出され得る。

40

**【0062】**

50

図3は、ビリルビンの吸収スペクトルを例示しており、そのグラフが参照符号58によって指し示されている。モニタリングされる被検体12内のビリルビン濃度が上昇される時、それに従って、特徴的なビリルビン吸収パターンが、検出されるチャンネル信号強度に影響を及ぼし得る。例えば、それぞれのRGB信号が、B色チャンネルにおける増大された脈動振幅と、Gチャンネルにおける中程度に増大された脈動振幅とにシフトされ得る一方で、Rチャンネルにおける脈動振幅は低減され得る。また、この変化は、色空間における色ベクトルの特徴的な方向変化を生じさせ得る。

【0063】

換言すれば、上述の態様によれば、本開示は、異常な健康状態の“間接”定性検出を狙いとし得る。健康な被検体を特徴付ける基準データを事前に取得することができる場合、例えば黄疸及び/又は窒息し始めなどの可能性ある危険な健康状態が、長期モニタリングにおいて信頼性あるように検出され得る。

10

【0064】

図4は、例示的なセンサ又はカメラ18のスペクトル応答特性を示す図を示している。横軸64は特定の波長を表し、縦軸62は対応する感度を表すとし得る。グラフ66はRチャンネルを表している。グラフ68はGチャンネルを表している。グラフ70はBチャンネルを表している。トータルで、グラフ66、68、70は、人間の眼にとって視認可能な可視光スペクトル部分をカバーし得る。チャンネルR、G、Bの各々で、それぞれの入力信号がカメラ18によって別々に捕捉されて格納されるとすると、それぞれの対応するデータ値又はエンティティが、RGB色空間における色表現を可能にする。従って、マルチチャンネル色情報が、該当する多次元色空間における色ベクトルによって表現され得る。

20

【0065】

図5は、参照符号78によって指し示される例示的なPPG信号を経時的に表したものを示している。典型的に、PPG信号78は、相対的に大きい一定部分又はDC部分(参照符号80を参照)を有する。さらに、PPG信号78は、相対的に小さい脈動部分又は交流部分82によって特徴付けられる。交流部分すなわちAC部分82における脈動は、被検体12における血液の脈動に起因し得る。しかしながら、更なる情報をAC部分82から得ることができる。図5に例示したPPG信号78の全体は、複数の色チャンネルで構成され得る。従って、図5に提示される表現は、図示のための次元縮小を伴っているとし得る。換言すれば、PPGグラフ78の各値又はエンティティは、例えばそれぞれのR値、G値及びB値といった、2つ以上の成分で構成されているとし得る。

30

【0066】

図6及び図7は、マルチチャンネル色空間86の3次元豹変を例示している。色空間86は各々、絶対的なPPG信号(DC及びACの部分を含む)又は相対的なPPG信号(AC部分を含む)を表現し得る。単純化のため、色空間86を、Rチャンネル(参照符号88)、Gチャンネル(参照符号90)、及びBチャンネル(参照符号92)で構成されるRGB色空間として参照し得る。図6は更に、インデックス要素又は色ベクトル94を例示している。色ベクトル94は、3つそれぞれの成分を持つ3次元ベクトルとし得る。例えば、色ベクトル94は、チャンネル88、90、92のそれぞれの軸に割り当てられる成分ベクトル96、98、100で構成され得る。PPG信号78(図5の参照符号82)の脈動又は交流変動は、色ベクトル94の対応する経時的な交流特性変動(向き及び長さに関する)を伴い得る。これに関連して、図7は、別の色ベクトル102を例示している。単純化のため、色ベクトル94及び102は、図5のPPG信号78の交流脈動部分82の反対の極値(最小値及び最大値)を表しているとし得る。時間とともに、血液の脈動に起因して、実際の色ベクトルは、“境界色”の色ベクトル94と102との間の経路に沿って交番的に動き得る。

40

【0067】

このような相対的な色変動を、図8に参照符号104によって指し示す。図8及び図9は、簡略化した2次元色空間86aを表している。特に図示の目的で、色空間86aは単に、2つの色チャンネル88、90で構成されている。図8には、脈動するPPG信号成分

50

の極値を表すとし得る2つの色ベクトル94a、94bが存在している。参照符号104は、得られた相対的な色経路又は色カーブを指し示している。相対的な色経路104は典型的に、曲がった形状を有し得る。しかしながら、単純化のため、図8の相対的な色経路1-4は基本的に直線からなっている。例えば、相対的な色経路104は、健康な被検体12についての、血流によって誘起される脈動の基準色経路を表し得る。色経路104は、所与の向き及び長さによって特徴付けられ得る。相対的な色経路104はまた、第1の色チャンネル88及び第2の色チャンネル90におけるそれぞれの信号強度を指し示すそれぞれの値の対98a、96a、及び98b、96bによって記述され得る。

#### 【0068】

図9では、健康な被検体を表す相対的な色経路104を、破線の両矢印によって指し示している。図9には更に、逸脱する相対的な色経路又は色カーブ106を存在させている。相対的な色経路106は、黄疸又は差し迫った窒息を患う被検体12を表し得る。モニタリングされる被検体における現在の相対色経路における特徴的な逸脱を監視及び調査することで、更なる症状が検出されてもよい。言うまでもなく、このように色ベクトル94a、94bをモニタリングすることによって、検出されるのが望ましい逸脱も取得され得る。少なくとも2つの色チャンネル88、90のうちの少なくとも一部についての信号強度又は相対的な信号強度の比較はまた、高度に標示的な値をもたらし得る。

#### 【0069】

図10は、異なる肌質を有する105人の典型的(健康)な被検体に及ぶデータセットについての、血液脈動を指し示すPPG信号の成分を指し示す例示図を示している。横軸112上にそれぞれの個人番号が表記されている。被検体の皮膚の色合いは、左側の非常に明るいから右側の非常に暗いまでの範囲に分布している。縦軸110は、それぞれのチャンネルR、G、Bにおける定性的な相対信号強度を指し示している。参照符号114は赤色チャンネル(R)を指し示し、参照符号118は青色チャンネル(B)を指し示し、参照符号116は緑色チャンネル(G)を指し示している。幾つかの外れ値にもかかわらず、血液量パルス(又はPbv)としても参照される検出信号は非常に安定である。

#### 【0070】

健康な人における、400nmと950nmとの間の波長を有する光に対する主な発色団(又は着色料)は、メラニンと血液である。血液は脈管系の中に収容されており、動脈部分のみが、経時的な色変動をもたらす脈動を示す。メラニンは表皮に集中しており、それが結果として、血管を含む真皮とカメラ及び光源との間のフィルタとして作用する。正規化された(例えば、実際の値を時間平均値で除算した)色空間で血液量パルスが測定され得るので、フィルタリングの効果は正規化データでは除去されることができ、結果として、肌質は、血液量パルス又は該当する色ベクトルの向きに大きい影響を持たない。

#### 【0071】

故に、結論付けられることには、PPG信号ベクトル(図6-9の色ベクトル94、102参照)の対応する向きは、皮膚の色(若しくは皮膚組織の色)又は脈動する血液の色の少なくとも1つに影響を及ぼし得る幾つかの疾患の症状及び/又は健康状態に関するかなりロバストな健康インジケータとして利用され得る。典型的に、皮膚の色及び血液の色の双方が影響され得る。再び図10を参照するに、暗色の皮膚を持つ被検体では、青チャンネルにおける相対信号強度が低下し得る一方で、赤チャンネルにおける相対信号強度が上昇し得ると結論付けられる。この効果は、暗色の皮膚を持つ被検体の間で起こりやすい鏡面反射に起因し得る。しかしながら、この影響は観測されて然るべく補償され得る。モニタリング精度の更なる向上のため、個人レベルで被検体12の前提状態を反映するように、それぞれの基準値が選択されてもよい。これは更に、監視対象の被検体12を記述する更なる状況情報を提供することを伴い得る。状況情報は、観察される皮膚の色調と、存在する場合に、例えば、光線療法の継続時間及び/又は強さとに関係し得る。また、システムの応答精度又は検出精度を更に向上させるよう、被検体12が直面している既知の健康問題が事前に提供されてもよい。

#### 【0072】

10

20

30

40

50



図 1 1 を参照するに、監視対象の被検体 1 2 の別の例示が提示されている。被検体 1 2 をモニタリングするとき、センサ又はビデオカメラ 1 8 ( 図 1 ) は、基本的に被検体 1 2 の標示的な皮膚部分 1 2 0 を監視するように制御及び/又は調節され得る。システム 1 0 、特に、データ処理装置 1 6 は更に、画素パターンベースの動き補償、又はより一般に空間信号の正規化を、検出及び捕捉されたビデオデータに適用するように構成され得る。図 1 1 の被検体 1 2 の関心エリアは、例示的な画素パターン 1 2 2 でマスクされている。画素パターン 1 2 2 は、被検体 1 2 の基本的に標示的な部分と、基本的に非標示的な部分との双方を覆い得る。画素パターン 1 2 2 のそれぞれの信号画素値を凝集するとき、図 1 1 に参照符号 1 2 4 によって表される平均画素値が導出され得る。斯くして、多次元ビデオ信号が、基本的に単一のエンティティで構成される色表現信号へと移され得る。斯くして、得られる平均色信号 1 2 4 では、被検体 1 2 の不所望の動きが補償され、あるいは少なくとも弱められ得る。

10

**【 0 0 7 3 】**

図 1 2 は、リモート検出された電磁放射線から少なくとも 1 つの健康上の症状を指し示す生理学的情報を抽出する他の一構成に係るシステム 1 0 a を示している。特に、他のデータ処理装置 1 6 a が、図 1 2 に模式的に示されている。基本的なセットアップについて、図 1 に示したデータ処理装置 1 6 及び図 1 2 に示すデータ処理装置 1 6 a はどちらも同様に構成され得る。データ処理装置 1 6 a は更に、基準のメモリユニット又はストレージとしても参照され得るメモリユニット又はストレージ 1 2 6 を有し得る。基準のメモリユニット又はストレージ 1 2 6 は、健康な被検体 1 2 に帰属する入力ビデオデータを基本的に構成する色チャンネルにおいて期待されるチャンネル信号強度、を表す基準値を格納するように構成され得る。斯くして、一組の基準値が提供され、それに基づいて、発生する逸脱 ( 向き及び/又は長さの変化を含む ) が然るべく検出されて評価され得る。基準のメモリユニット又はストレージ 1 2 6 は、データ比較ユニット 2 4 又は症状アナライザ 2 6 のうちの少なくとも一方に接続され得る。基準のメモリユニット又はストレージ 1 2 6 は更に、そこで入力データが受信され得るそれぞれのインタフェース 1 2 8 に接続され得る。

20

**【 0 0 7 4 】**

データ処理装置 1 6 a は更に、校正入力メモリユニット又はストレージ 1 3 0 を有し得る。校正入力メモリユニット又はストレージ 1 3 0 は、監視対象の被検体 1 2 の個人レベルでの使用を意図した更なる構成情報を格納するように構成され得る。この目的のため、例えば、インタフェース 1 3 2 を介して状況情報が提供され得る。従って、基準のメモリユニット又はストレージ 1 2 6 が、全般的な基本基準情報を有し得る一方で、校正入力メモリユニット又はストレージ 1 3 0 は、更なる個人校正情報を有し得る。校正入力メモリユニット又はストレージ 1 3 0 も、データ比較ユニット 2 4 及び症状アナライザ 2 6 のうちの少なくとも一方に接続され得る。メモリ又はストレージ 1 2 6 、 1 3 0 は、( 実在の ) ハードウェアメモリ又は ( 仮想的な ) ソフトウェアメモリの形態をとり得る。特に、メモリ又はストレージ 1 2 6 、 1 3 0 は、同じメモリ要素によって具現化されることができ

30

**【 0 0 7 5 】**

図 1 3 は、リモート検出された電磁放射線から少なくとも 1 つの健康上の症状を指し示す生理学的情報を抽出する方法を模式的に示している。最初のステップ 1 5 0 にて、この方法及び関連プロセスが開始され得る。画像データストリームをリモート捕捉することを有するステップ 1 5 2 が続き得る。画像データストリームは、関心ある少なくとも 1 つの監視対象を有した観察領域を表す画像データを有する。更なるステップ 1 5 4 において、画像データストリームが、データ処理装置によって受け取られ得る。画像データストリームは基本的に、例えば 3 チャンネルの色画像データなどのマルチチャンネルの画像データで構成され得る。例えば、R G B 画像データがデータ処理装置に転送され得る。更なる別のステップ 1 5 6 において、複数の色チャンネルの各々に関して、チャンネル信号強度情報が検出され得る。ステップ 1 5 6 は、相対的なチャンネル信号強度情報の検出を更に含んでもよい。検出されたチャンネル信号強度又は相対的なチャンネル信号強度のそれぞれの基準値と

40

50

の比較を有する更なるステップ158が続き得る。検出された変動及び/又は逸脱を分析して、最終的に、特徴的な逸脱を対応する健康症状に割当てるか帰属させるかすることを有し得る別のステップ160が続き得る。更なるステップ162にて、この方法は終了し得る。言うまでもなく、この方法は、例えば長期モニタリングプロセスなどの連続的なモニタリングプロセスで使用され得る。当然ながら、短期モニタリング又は抜き取り検査モニタリングも想定され得る。

【0076】

例として、本発明は、ヘルスケアの分野で適用されることができ、例えば、さりげないリモート患者モニタリング、一般的なサーベイランス、セキュリティモニタリング、例えばフィットネス装置などの所謂ライフスタイル環境、又はこれらに類するものに適用され得る。用途は、酸素飽和度(パルスオキシメトリ)、心拍数、血圧、心拍出量、血液かん流の変化、自律機能の評価、及び末梢血管疾患の検出を含み得る。言うまでもなく、本発明に従った方法の一実施形態において、ここに記載されたステップのうちの幾つかが、変更した順序で実行されてもよく、あるいは更には、同時に実行されてもよい。また、本発明の範囲を逸脱することなく、これらのステップの一部が省略され得る。

10

【0077】

請求項において、用語“有する”はその他の要素又はステップを排除するものではなく、不定冠詞“a”又は“an”は複数であることを排除するものではない。単一の要素又はその他のユニットが、請求項に記載される複数のアイテムの機能を果たしてもよい。特定の複数の手段が相互に異なる従属項に記載されているという単なる事実は、それらの手段の組合せが有利に使用され得ないということを示すものではない。

20

【0078】

コンピュータプログラムは、他のハードウェアとともに供給されるか、他のハードウェアの一部として供給されるかする例えば光記憶媒体又は半導体媒体などの好適な(非一時的)媒体にて格納及び/又は配布され得るが、例えばインターネット又はその他の有線若しくは無線の遠隔通信システムを介してなど、その他の形態で配布されてもよい。また、様々な実施形態は、コンピュータ又は命令を実行する何らかの装置若しくはシステムによって又はそれとともに使用されるプログラムコードを提供するコンピュータ使用可能媒体又はコンピュータ読み取り可能媒体からアクセス可能な、コンピュータプログラムプロダクトの形態を取り得る。この開示の目的で、コンピュータ使用可能媒体又はコンピュータ読み取り可能媒体は、一般に、命令実行装置によって又はそれとともに使用されるプログラムを収容し、格納し、通信し、伝搬し、あるいは輸送する如何なる有形の装置ともし得る。

30

【0079】

また、様々な実施形態は、コンピュータ又は命令を実行する何らかの装置若しくはシステムによって又はそれとともに使用されるプログラムコードを提供するコンピュータ使用可能媒体又はコンピュータ読み取り可能媒体からアクセス可能な、コンピュータプログラムプロダクトの形態を取り得る。この開示の目的で、コンピュータ使用可能媒体又はコンピュータ読み取り可能媒体は、一般に、命令実行装置によって又はそれとともに使用されるプログラムを収容し、格納し、通信し、伝搬し、あるいは輸送する如何なる有形の装置又は機器ともし得る。

40

【0080】

本開示の実施形態が、ソフトウェア制御されるデータ処理装置によって少なくとも部分的に実行されるとして記述されている限りにおいて、理解されることには、例えば光ディスク、磁気ディスク、半導体メモリ又はこれらに類するものなど、そのようなソフトウェアを担持する非一時的な機械読み取り可能媒体も、本開示の一実施形態を表すと見なされる。

【0081】

コンピュータ使用可能媒体又はコンピュータ読み取り可能媒体は、例えば、限定することなく、電子式、磁気式、光学式、電磁式、電磁気式、赤外線式、あるいは半導体のシス

50

テム、又は伝搬媒体とすることができる。コンピュータ読み取り可能媒体の非限定的な例は、半導体メモリ若しくはソリッドステートメモリ、磁気テープ、リムーバブルコンピュータディスク、ランダムアクセスメモリ（RAM）、読み出し専用メモリ（ROM）、リジッドな磁気ディスク及び光ディスクを含む。光ディスクは、コンパクトディスク読み出し専用メモリ（CD-ROM）、書換可能コンパクトディスク（CD-R/W）、及びDVDを含み得る。

【0082】

また、コンピュータ使用可能媒体又はコンピュータ読み取り可能媒体は、コンピュータ読み取り可能又はコンピュータ使用可能なプログラムコードを、該コンピュータ読み取り可能又はコンピュータ使用可能なプログラムコードがコンピュータ上で実行されるときに、該コンピュータ読み取り可能又はコンピュータ使用可能なプログラムコードの実行が、該コンピュータに通信リンク上で、別のコンピュータ読み取り可能又はコンピュータ使用可能なプログラムコードを送信させる、ように収容あるいは格納し得る。この通信リンクは、例えば、限定することなく、物理的なもの又はワイヤレスなものである媒体を使用し得る。

10

【0083】

コンピュータ読み取り可能又はコンピュータ使用可能なプログラムコードの格納及び/又は実行を行うのに適したデータ処理システム又は装置は、例えばシステムバスなどの通信構造を通じてメモリ素子に直接的あるいは間接的に結合される1つ以上のプロセッサを含むことになる。メモリ素子は、プログラムコードの実際の実行中に使用されるローカルメモリと、大容量ストレージと、コードの実行中に大容量ストレージからコードが取り出される回数を削減するために少なくとも一部のコンピュータ読み取り可能又はコンピュータ使用可能なプログラムコードの一時的な記憶を提供するものであるキャッシュメモリとを含み得る。

20

【0084】

入力/出力装置、すなわち、I/O装置が、直接的に、あるいは介在I/Oコントローラを介して、システムに結合され得る。これらの装置は、例えば、限定することなく、キーボード、タッチスクリーンディスプレイ、及びポインティング装置を含み得る。データ処理システムが、介在する私的又は公共のネットワークを通じて、その他のデータ処理システム、リモートプリンタ、又はストレージ装置に結合されたものとなることを可能にするため、様々な通信アダプタもシステムに結合され得る。非限定的な例は、現在利用可能な種類の通信アダプタのほんの数例であるが、モデム及びネットワークアダプタである。

30

【0085】

様々な例示的な実施形態の記述を、例示及び説明の目的で提示してきたが、網羅的であったり、開示した形態での実施形態に限定したりすることを意図したものではない。数多くの変更及び変形が当業者に明らかになる。また、異なる例示実施形態は、その他の例示実施形態と比較して異なる利点を提供し得る。選択されたこれら1つ以上の実施形態は、実施形態の原理や実用的な用途を最もよく説明するため、及び当業者が、企図する特定の用途に適した様々な変更を有する様々な実施形態に関して本開示を理解することを可能にするために選択されたものである。開示した実施形態へのその他の変形が、図面、本開示及び添付の請求項の検討から、請求項に係る発明を実施する当業者によって理解されて実現され得る。

40

【0086】

請求項中の如何なる参照符号も、範囲を限定するものとして解されるべきでない。

【 図 1 】

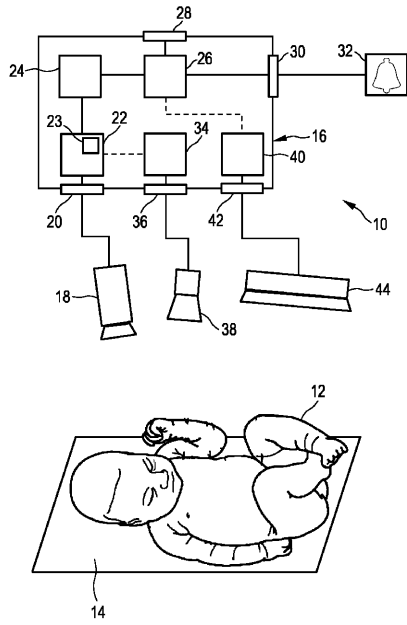


FIG. 1

【 図 2 】

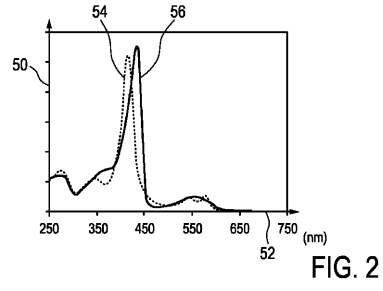


FIG. 2

【 図 3 】

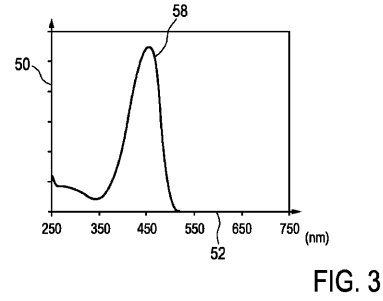


FIG. 3

【 図 4 】

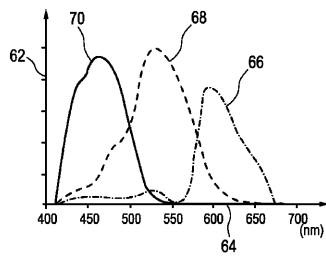


FIG. 4

【 図 6 】

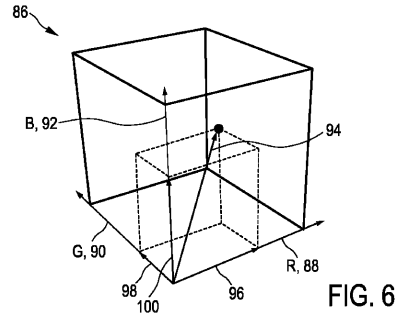


FIG. 6

【 図 5 】

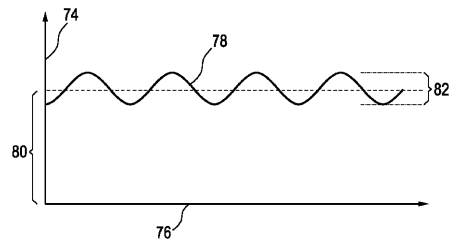


FIG. 5

【 図 7 】

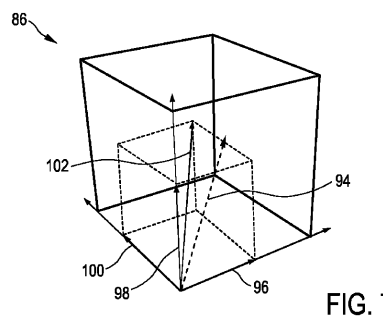


FIG. 7

【 図 8 】

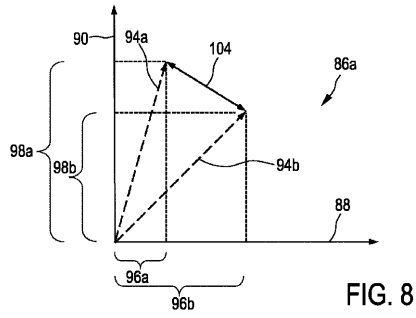


FIG. 8

【 図 9 】

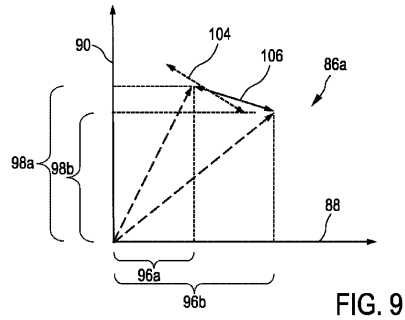


FIG. 9

【 図 10 】

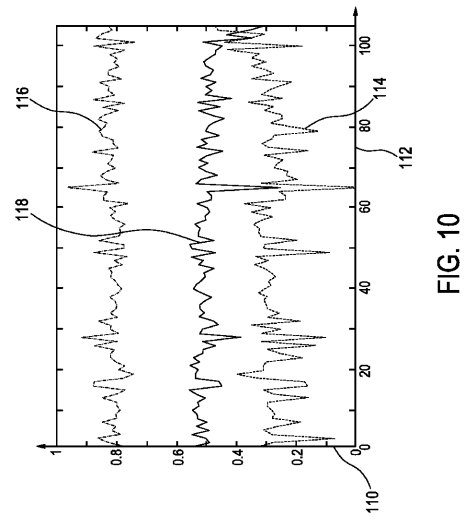


FIG. 10

【 図 11 】

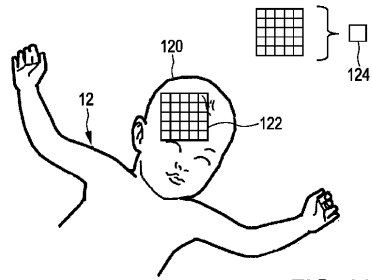


FIG. 11

【 図 12 】

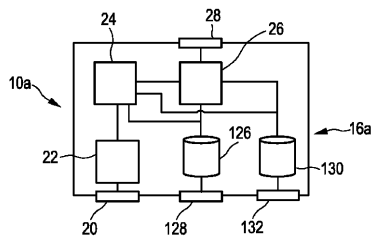


FIG. 12

【 図 13 】

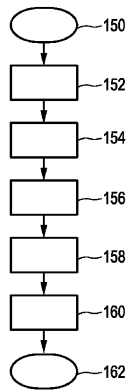


FIG. 13

---

フロントページの続き

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 デ ハーン, ヘラルト

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング  
5

審査官 増淵 俊仁

(56)参考文献 国際公開第2013/027027(WO, A2)

特開平08-332182(JP, A)

特表2012-502671(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00 - 5/01

A61B 5/06 - 5/22