

(19)日本国特許庁(JP)

(12)公表特許公報(A)

(11)公表番号

特表2022-537764

(P2022-537764A)

(43)公表日 令和4年8月29日(2022.8.29)

(51)国際特許分類		F I		テーマコード (参考)	
G 0 6 T	7/593(2017.01)	G 0 6 T	7/593	4 C 0 1 7	
A 6 1 B	5/0245(2006.01)	A 6 1 B	5/0245	1 0 0 A	4 C 0 3 8
A 6 1 B	5/02 (2006.01)	A 6 1 B	5/02	3 1 0 Z	5 L 0 9 6
A 6 1 B	5/026(2006.01)	A 6 1 B	5/026	1 2 0	
A 6 1 B	5/1455(2006.01)	A 6 1 B	5/1455		

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全23頁)

(21)出願番号	特願2021-575936(P2021-575936)	(71)出願人	590000248
(86)(22)出願日	令和2年6月30日(2020.6.30)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(85)翻訳文提出日	令和3年12月20日(2021.12.20)		ヴェ
(86)国際出願番号	PCT/EP2020/068337		Koninklijke Philips
(87)国際公開番号	WO2021/001340		N. V.
(87)国際公開日	令和3年1月7日(2021.1.7)		オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン
(31)優先権主張番号	19183802.8		ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2
(32)優先日	令和1年7月2日(2019.7.2)		High Tech Campus 52,
(33)優先権主張国・地域又は機関	欧州特許庁(EP)		5 6 5 6 AG Eindhoven, N
			etherlands
(81)指定国・地域	AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA	(74)代理人	100122769
	,RW,SD,SL,ST,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(		弁理士 笛田 秀仙
	AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,A	(74)代理人	100163809
	T,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR		弁理士 五十嵐 貴裕
	,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,	(72)発明者	ワン ウェンジン
	最終頁に続く		最終頁に続く

(54)【発明の名称】 第1の画像フレーム及び第2の画像フレームを位置合わせするための装置、方法、及びシステム

(57)【要約】

本発明は、第1の撮像ユニット110により取得された第1の画像フレーム120と、第2の撮像ユニット130により取得された第2の画像フレーム140と、を位置合わせするための、遠隔フォトプレチスモグラフィ装置150であって、第1及び第2の画像フレーム120、140はいずれも共通の関心領域160を描写し、遠隔フォトプレチスモグラフィ装置150は、第1の画像フレーム120と第2の画像フレーム140との間の第1の画素変位200を測定し、第1の撮像ユニット110と第2の撮像ユニット130との間の空間的及び／又は時間的な幾何学的制約に応じて第1の画素変位200を補正し、該補正された第1の画素変位200に基づいて、第1の画像フレーム120を第2の画像フレーム140と位置合わせするよう構成された処理ユニット190を有する、装置に関する。

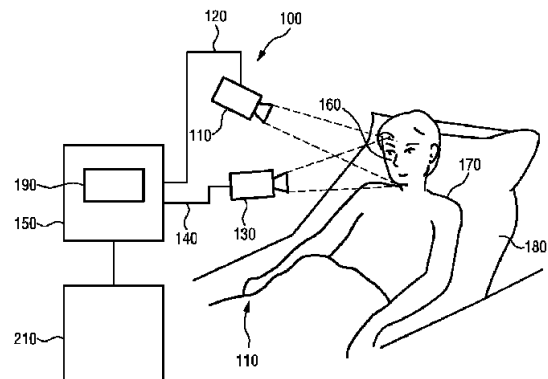


FIG.1

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第 1 の撮像ユニットにより取得された第 1 の画像フレームと、第 2 の撮像ユニットにより取得された第 2 の画像フレームと、を位置合わせするための、遠隔フォトブレチスモグラフィ装置であって、前記第 1 及び第 2 の画像フレームはいずれも共通の関心領域を描写し、前記遠隔フォトブレチスモグラフィ装置は、

前記第 1 の画像フレームと前記第 2 の画像フレームとの間の第 1 の画素変位を測定し、前記第 1 の撮像ユニットと前記第 2 の撮像ユニットとの間の空間的及び／又は時間的な幾何学的制約に応じて前記第 1 の画素変位を補正し、

前記補正された第 1 の画素変位に基づいて、前記第 1 の画像フレームを前記第 2 の画像フレームに位置合わせする

よう構成された処理ユニットを有する、装置。

【請求項 2】

前記第 1 の画像フレームと前記第 2 の画像フレームとは同じ時点に取得される、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記処理ユニットは、画素間の画素毎の変位、又は前記関心領域内の画素の群間の変位を、前記第 1 の画素変位として測定するよう構成された、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

前記処理ユニットは、前記関心領域内の各画素について、又は前記関心領域内の画素の群について取得された、高密度オプティカルフローに基づいて、前記第 1 の画素変位を測定するよう構成された、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 5】

前記高密度オプティカルフローは、Lukas Kanadeフロー、Farnebackフロー、Horn-Schunckフロー、ブロックマッチングフロー、ディープネットフロー及び／又は 3D RS フローのうちの 1 つに基づく、請求項 4 に記載の装置。

【請求項 6】

前記処理ユニットは更に、空間的な幾何学的制約及び／又は時間的な幾何学的制約に基づいて、第 2 の画素変位を解析的に算出し、前記第 1 の画素変位及び前記第 2 の画素変位の平均値を算出することにより前記第 1 の画素変位を平滑化するよう構成された、請求項 1 乃至 5 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 7】

前記処理ユニットは更に、空間的な幾何学的制約及び／又は時間的な幾何学的制約に基づいて、第 2 の画素変位を解析的に算出し、前記第 1 の画素変位を前記第 2 の画素変位と比較することにより、前記測定された第 1 の画素変位における輪郭を検出し、前記検出された輪郭を拒絶することにより前記第 1 の画素変位を補正するよう構成された、請求項 1 乃至 5 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 8】

前記処理ユニットは、前記第 1 の画像フレーム及び前記第 2 の画像フレームをダウンスケーリングし、及び／又は前記第 1 の画素変位をアップスケーリングするよう構成された、請求項 1 乃至 7 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 9】

前記空間的な幾何学的制約は、前記第 1 の撮像ユニットと前記第 2 の撮像ユニットとの間の所定の幾何学的制約に基づく、請求項 1 乃至 8 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 10】

遠隔フォトブレチスモグラフィシステムであって、

第 1 の画像フレームを取得するよう構成された第 1 の撮像ユニットと、

前記第 1 の撮像ユニットから離隔され、第 2 の画像フレームを取得するよう構成された、第 2 の撮像ユニットと、

前記第 1 の画像フレームと前記第 2 の画像フレームとを位置合わせするための、請求項

10

20

30

40

50

1乃至9のいずれか一項に記載の遠隔フォトプレチスモグラフィ装置と、
を有するシステム。

【請求項11】

前記第1の撮像ユニットは、モノクロカメラ及び／又はマルチスペクトルカメラであり、
前記第2の撮像ユニットは、モノクロカメラ及び／又はマルチスペクトルカメラである、
請求項10に記載のシステム。

【請求項12】

前記第1の撮像ユニットは、可視又は赤外波長範囲における第1の波長又は波長範囲を
取得するよう構成され、前記第2の撮像ユニットは、可視又は赤外波長範囲における、前
記第1の波長又は波長範囲とは異なる、第2の波長又は波長範囲を取得するよう構成され
た、請求項10又は11に記載のシステム。

10

【請求項13】

前記位置合わせされた画像フレームに基づいて対象者のバイタルサインを抽出するよう
構成された、健康パラメータ抽出ユニットを更に有する、請求項10乃至12のいずれか
一項に記載のシステム。

【請求項14】

第1の撮像ユニットにより取得された第1の画像フレームと、第2の撮像ユニットによ
り取得された第2の画像フレームと、を位置合わせするための遠隔フォトプレチスモグラ
フィ方法であって、前記方法は、

前記第1の画像フレームと前記第2の画像フレームとの間の第1の画素変位を測定する
ステップと、

20

前記第1の撮像ユニットと前記第2の撮像ユニットとの間の空間的及び／又は時間的な
幾何学的制約に応じて、前記第1の画素変位を補正するステップと、

前記補正された第1の画素変位に基づいて、前記第1の画像フレームを前記第2の画像
フレームと位置合わせするステップと、
を有する方法。

【請求項15】

コンピュータ上で実行されるときに、請求項14に記載の方法の前記ステップを前記コ
ンピュータに実行させるための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
。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、遠隔フォトプレチスモグラフィ装置、遠隔フォトプレチスモグラフィ方法、
及び第1の画像フレーム及び第2の画像フレームを位置合わせするための遠隔フォトプレ
チスモグラフィシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

心拍数(HR)、呼吸数(RR)、動脈血酸素飽和度(SpO₂)など、人のバイタル
サインは、人の現状のインジケータとして、また重篤な医学的事象の強力な予測因子とし
て役立つ。このため、バイタルサインは、入院及び外来ケアの状況、在宅又は更なる健康
、余暇及びフィットネスの状況において広範囲にモニタリングされる。

40

【0003】

バイタルサインを測定する1つの方法は、プレチスモグラフィである。プレチスモグラ
フィは、一般に、臓器又は身体部分の体積変化の測定値を指し、特に、心拍毎に対象者の
身体を通して進行する心臓血管脈液による体積変化の検出を指す。

【0004】

フォトプレチスモグラフィ(PPG)は、関心領域又は体積の光反射率又は透過率の時
間変化を評価する光学的測定技術である。PPGは、血液が周囲の組織よりも多く光を吸
収するという原理に基づいており、そのため、心拍毎の血液量の変動は、それに応じて伝

50

送又は反射率に影響を及ぼす。心拍数に関する情報に加えて、PPG波形（PPG信号とも呼ばれる）は、呼吸などの更なる生理学的現象に起因する情報を含むことができる。異なる波長（典型的には赤色及び赤外線）における透過率及び／又は反射率を評価することによって、血中酸素飽和度を決定することができる。

【0005】

対象者の心拍数及び（動脈血の）血液酸素飽和度を測定するための従来のパルスオキシメータ（ここでは接触PPG装置とも呼ばれる）は、対象者の皮膚、例えば指先、耳たぶ又は額に取り付けられる。それ故、それらは「接触」PPG装置と呼ばれる。接触PPGは、基本的に非侵襲的な技術と見なされるが、パルスオキシメータが対象者に直接取り付けられ、任意のケーブルが移動の自由を制限し、ワークフローを妨げる可能性があるので、接触PPG測定値は、不快で目立つものとして経験されることが多い。

10

【0006】

ここ10年、目立たない測定のための非接触、遠隔PPG（rPPG）装置（カメラベース装置とも呼ばれる）が提案されている。遠隔PPGは、関心対象から離れて配置された光源、又は一般的には放射線源を利用する。同様に、検出器、例えばカメラ又は光検出器も、関心対象から離れて配置することができる。それ故、遠隔フォトプレチスモグラフィシステム及び装置は、目立たないと考えられ、医療及び非医療の日常的な用途によく適している。遠隔PPGは、例えば、W. Wang、A. C. den Brinker、S. Stuijk及びG. de Haanによる「Algorithmic principles of remote-PPG」（IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 64, no. 7, pp. 1479 - 1491, 2017）及びM. Van Gastel、S. Stuijk及びG. De Haanによる「New principle for measuring arterial blood oxygenation, enabling motion-robust remote monitoring」（Scientific reports, vol. 6, p. 38609, 2016）に開示されている。

20

【0007】

PPG技術を用いて、脈動する血液量によって引き起こされる皮膚における分光吸収変化によって、即ち、血液量パルスによって引き起こされるヒトの皮膚の周期的な色変化によって明らかにされるバイタルサインを測定することができる。この信号は非常に小さく、照明の変化や動きによるずっと大きな変動で隠されるので、根本的に低い信号対雑音比（SNR）を改善することに一般的な関心がある。従って、斯かる改善されたPPG信号は、身体運動、光スペクトル変動、低い皮膚拍動性及び／又は非皮膚画素汚染などの歪みがないはずである。厳しい動き、厳しい環境照明条件、又はアプリケーションの高い要求精度を伴う厳しい状況が依然として存在し、バイタルサイン測定装置及び方法の改善された堅牢性及び精度が、特に、より重要なヘルスケア用途のために必要とされる。

30

【0008】

ビデオヘルスマニタリング（心拍数、呼吸数、SpO₂、アクチグラフィ、せん妄など）は有望な新興分野である。その本質的な不明瞭さは、皮膚が脆弱な患者、又はNICU患者、広範囲熱傷患者、又は睡眠中に自宅でモニタリングしなければならないCOPD患者など、長期間のバイタルサインモニタリングが必要な患者にはっきりとした利点がある。一般病棟や救急部門などの他の状況では、非接触モニタリングの快適性は、依然として魅力的な特徴である。

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

有望な新しい分野ではあるが、多くの課題を克服しなければならない。患者の動きに対して堅固であるようにシステムを設計することは、現在、特に救急部門での適用を可能にするための主要な課題の1つである。

【0010】

バイタルサイン抽出（例えばパルス抽出）のための斯かる堅固なシステムを提供するための手段は、例えば、測定された信号から（動き）歪みを除去するための多重波長チャネルの組み合わせである。それ故、システムは、異なる波長で皮膚を測定するために、Ba

50

y e r フィルタを装備したマルチスペクトルカメラを持っても良い。しかしながら、B a y e r フィルタは、R G B フィルタとして一般的に入手可能であるが、近赤外（N I R）フィルタとしてはそれほど入手容易ではない。このN I R 波長は、パルス抽出に特に有利である。更に、マルチスペクトルカメラシステムは、依然として高価であると考えられており、中期的な視点（例えば5年）では変わらない可能性があり、従って、それらの広範な用途を制限する。

【0011】

その他に、システム全体の柔軟性を向上させるために、所定の波長又は波長範囲のための光学フィルタを持つ複数のモノクロカメラを使用することができる。斯かるシステムは、マルチスペクトルカメラシステムと比較して費用効果の高い代替手段を提供し、更に、マルチスペクトルカメラシステムと比較して、波長選択（例えば760nm、800nm、905nm）のためのより高い自由度を可能にする。なぜなら、それらはマルチスペクトルカメラシステム、即ち、B a y e r フィルタの利用可能性から独立しているからである。更に、複数のモノクロカメラシステムを、S p O₂ 測定を可能にする狭帯域フィルタで適用することができる。対照的に、マルチスペクトルカメラシステムは、通常、S p O₂ 測定を許容しない帯域に亘るクロストークを持つ。

【0012】

複数のモノクロカメラシステムは、一般に、関心のある共通領域で見て互いに離間して配置された2つ以上のカメラを有する。2つ以上のカメラは離間しているので、関心のある共通領域をフォーカスするとき、それらの光路は異なる。このことは、2つ以上のカメラから取得された2つの画像フレームで見るときに、共通の関心領域の位置の変位につながり、発生する現象は、一般に「視差」と呼ばれる。バイタルサイン抽出のための測定における視差の重要性は、とりわけ、焦点距離及び関心領域とカメラとの間の距離に依存するので、複数のモノクロカメラの使用に対する重要な課題と考えることができる。

【0013】

視差を低減するための既存の解決策は、画像位置合わせ（registration）／整列である。従って、画像位置合わせは、通常、2つの段階を含み、第1の段階では、異なるカメラの画像フレーム間の線形変換モデル（例えば平行移動、ユークリッド、アフィン又はホモグラフィ）を推定するために、較正が（例えば記録の最初の数フレームに対して）実行される。第2の段階では、推定モデルを後続の画像フレームに適用して、前記画像フレームを基準画像フレームに位置合わせすることができる。

【0014】

米国特許出願公開U S 2 0 1 8 / 0 2 6 2 6 8 5 A 1 は、撮影時に生じる視差の問題、例えば、複数のレンズカメラを用いた360°ビデオに対処するシステムを開示している。該システムは、複数のカメラからの画像フレームのステッチングを使用する。歪曲（warp）変換を適用して、取得領域の境界領域の画素の変位を決定する。更に、空間的及び／又は時間的平滑化を適用し、複数の空間スケールで歪曲変換が決定される。

【0015】

VAN GASTEL、Mark ; STUIJK、Sander ; DE HAAN、Gerardによる「Motion robust remote-PPG in infrared」（IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2015, 62. Jg., Nr. 5, S. 1425-1433）は、r P P G の適用範囲を広げる（近）赤外スペクトルにおけるr P P G の実現可能性を開示している。

【0016】

Zhou、Dongxiang ; ZHANG、Hongによる「Modified GMM background modeling and optical flow for detection of moving objects」（2005 IEEE international conference on systems, man and cybernetics IEEE, 2005. S. 2224-2229）は、ノイズの多い背景における移動物体の検出を開示している。

【0017】

GAY-BELLILE、Vincentらによる「Image registration by combining thin-plate splines with a 3D morphable model」（2006 International Conferen

10

20

30

40

50

ce on Image Processing, IEEE, 2006, S. 1069-1072) は、薄板スプラインと 3D エンティティ、3D 制御メッシュ、カメラを組み合わせた画像変形モデルを開示している。

【0018】

本発明の目的は、遠隔フォトプレチスモグラフィ装置、遠隔フォトプレチスモグラフィ法及び画像フレームの位置合わせに対する視差の影響を低減する遠隔フォトプレチスモグラフィシステムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0019】

本発明の第1の態様においては、第1の撮像ユニットにより取得された第1の画像フレームと、第2の撮像ユニットにより取得された第2の画像フレームと、を位置合わせするための、遠隔フォトプレチスモグラフィ装置であって、前記第1及び第2の画像フレームはいずれも共通の関心領域を描写し、前記遠隔フォトプレチスモグラフィ装置は、前記第1の画像フレームと前記第2の画像フレームとの間の第1の画素変位を測定し、前記第1の撮像ユニットと前記第2の撮像ユニットとの間の空間的及び／又は時間的な幾何学的制約に応じて前記第1の画素変位を補正し、前記補正された第1の画素変位に基づいて、前記第1の画像フレームを前記第2の画像フレームに位置合わせするよう構成された処理ユニットを有する、装置が提示される。

10

【0020】

本発明の更なる態様においては、遠隔フォトプレチスモグラフィシステムであって、第1の画像フレームを取得するよう構成された第1の撮像ユニットと、前記第1の撮像ユニットから離隔され、第2の画像フレームを取得するよう構成された、第2の撮像ユニットと、前記第1の画像フレームと前記第2の画像フレームとを位置合わせするための、請求項1乃至9のいずれか一項に記載の遠隔フォトプレチスモグラフィ装置と、を有するシステムが提示される。

20

【0021】

本発明の更に別の態様においては、対応する遠隔フォトプレチスモグラフィ方法、コンピュータ上で実行されるときにここで開示される方法のステップを該コンピュータに実行させるための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、及びプロセッサによって実行されるときにここに開示される方法を実行させるコンピュータプログラム製品をその中に格納する非一時的なコンピュータ可読記録媒体が提供される。

30

【0022】

本発明の好適な実施例は、従属請求項に定義される。請求される方法、システム、コンピュータプログラム、及び媒体は、特に従属請求項で定義され、ここで開示されるような、請求されるシステムと類似及び／又は同一の好適な実施例を持つことを理解されたい。

【0023】

本発明は、非線形適応型画像位置合わせを使用して、従来の画像位置合わせの上述の問題を解決するという考えに基づいている。

【0024】

本発明によれば、処理ユニットは、例えば、2つの異なる撮像ユニット（即ちカメラ）によって好適には同時に取得される2つの異なる画像フレーム間の画素の変位又は画素群を測定することを含み、2つの画像フレームは、それぞれ、同じオブジェクト又は関心領域を描写する。測定された画素変位は、好適には、同じアライメントを持つために、画像フレームを補間するために使用される。更に、補間を平滑化するために、異なる画像フレームの空間的及び／又は時間的制約を使用して、画素間変位又は所定の画素群間の変位の測定値を制限する。従って、測定された画素変位の補正は、空間的制約のみ、時間的制約のみ、又は空間的及び時間的（時空間的）制約の両方に同時に基づくことができる。好適には、時間的制約が利用される場合、時間ウィンドウサイズが定義されても良い。従って、「時間ウィンドウサイズ」という用語は、画像のバッファの時間ウィンドウ長として理解することができる。従って、時間的画像シーケンスがモデルの時間的制約を推定するた

40

50

めに使用されるとき、時間的画像シーケンスは、時間（ $t \rightarrow t + 1$ ）において少なくとも2つの画像に設定され得るが、代わりに、時間（ $t \rightarrow t + N$ ）において2つの画像に設定され得る。

【0025】

本発明は、異なる画像形成ユニット間の非線形位置合わせを可能にするという利点及び強度を持つ。斯かる非線形位置合わせは、ビデオコンテンツに適応し、従って、動いている物体を取得する画像フレームの位置合わせを改善するために使用することができる。それによって、画像位置合わせは、取得されたシーンにおける奥行き変化又は対象者／オブジェクトの動き（例えばそれぞれの撮像ユニットに対する測定されるべきオブジェクトの距離の変化）を持つシーンに適用されることができる。

10

【0026】

従って、本発明は、変換に基づく画像位置合わせ（例えば米国特許出願公開US 2018 / 0262685 A1に開示されているような）と比較して明らかな利点を示す。なぜなら、変換に基づく画像位置合わせは、2D平面に対してのみ有効であるため、明瞭な奥行き情報を持つシーン及び／又は3D幾何を持つオブジェクトが測定されるべき場合には、線形でありそれ故明確な制限を持つからである。

【0027】

更に、変換ベースの画像位置合わせは、ビデオコンテンツに適応しない位置合わせモデルの推定を使用するが、その理由は、斯かる位置合わせモデルは、モデル推定に使用されるカメラまでの固定された距離を持つ対象者（例えば顔）に対してのみ有効であるからである。対象者が移動し、測定中にカメラまでの距離を変化させる場合、変換ベースの位置合わせ結果は、誤りが多くなり、例えば、血液量パルスベクトル（PBV）法（例えばG. de Haan、A. van Leestによる「Improved motion robustness of remote-PPG by using the blood volume pulse signature」（Physiol. Meas., vol. 35, no. 9, pp. 1913-1922, Oct. 2014））、クロミナンスベースの方法（例えばG. de Haan及びV. Jeanneによる「Robust Pulse Rate from Chrominance-Based rPPG」（IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 60, no. 10, pp. 2878 - 2886, Oct. 2013））及び平面直交皮膚（POS）法（W. Wang、A. C. den Brinker、S. Stuijk及びG. de Haanによる「Algorithmic principles of remote-PPG」（IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 64, no. 7, pp. 1479 - 1491, 2017））などの、バイタルサイン抽出法に有害であると考えられるバイタルサイン抽出信号に影響を及ぼすことがある。特に、血液酸素飽和度の測定値は、色変化の振幅に依存し、従って、位置合わせアーチファクトに非常に敏感である。本発明によれば、位置合わせモデルが適応的であるため、即ち、ビデオコンテンツに適応的であるため、これを回避することができる。

20

30

【0028】

特に、撮像ユニット間の大きな視差、鮮明なシーンの奥行き、及び／又はオブジェクトの動き（オブジェクトと撮像ユニットとの間の距離が時間的に変化する）を持つセットアップでは、非線形及び適応画像位置合わせが有利であると考えられる。

【0029】

更に、本発明による画像位置合わせは、線形ベースの画像位置合わせによく知られている不完全な画像位置合わせによって通常生じる色アーチファクトを、効果的に低減することができる。

40

【0030】

更に、統合された解決策（例えば単一の光路を持つ）が一般的ではなく、及び／又は高価すぎない健康モニタリングシステムでは、複数の撮像ユニット間の画像位置合わせの品質を大幅に改善することができるので、本発明による装置と複数の撮像ユニット、好適にはマルチスペクトルNIRカメラとを有する健康モニタリングシステムを、有効な代替として使用することができるので、本発明は有益であると考えられる。従って、バイタルサイン抽出、特に好適には校正のために複数のNIR波長を使用するSpO2モニタリング

50

の堅固さ／精度を改善することができる。

【0031】

本発明による装置の更なる実施例では、第1の画像フレーム及び第2の画像フレームは、同じ時点で取得される。これにより好適にも、位置合わせに使用される第1及び第2の画像フレームは、2つの撮像ユニットによって同時に取得されるだけでなく、2つの撮像ユニットが互いに同期される。

【0032】

本発明による装置の更に別の実施例では、処理ユニットは、第1の画素変位として、画素間の画素間変位、又は関心領域内部の画素群間の変位を測定するように構成される。画素変位の測定は、好適には、最初、基準画像フレームとして第1の画像フレーム又は第2の画像フレームを選択することによって行われる。第2に、基準画像フレームと非基準画像フレームとの間の各画素又は画素の所定の群の変位が測定される。特に、例えば、測定データの冗長な情報のために、精度要求が低減される場合には、画素方向の変位の代わりに、関心領域の内部の画素群の変位の測定は、計算時間を低減することができ、位置合わせの性能を増加させることができるので、利点を示し得る。

【0033】

本発明による装置の更なる実施例では、処理ユニットは、関心領域の内側の個々の画素毎に、又は関心領域の内側の画素群について取得された高密度オプティカルフローに基づいて、第1の画素変位を測定するように構成される。用語「高密度オプティカルフロー」(dense optical flow)は、互いに離間した2つの異なる撮像ユニットによって同時に取得されるか(視差)、又は1つの撮像ユニットによって2つの異なる時間に取得される(即ちオブジェクトが動いているとき)、オブジェクト、2つの画像フレーム間の表面及び／又はエッジの見かけの動きのパターンを指す。更に、高密度オプティカルフローは、2つの異なる画像フレーム間の画素の見かけの移動速度の分布又は画素群として定義することができる。

【0034】

本発明による装置の更に別の実施例では、高密度オプティカルフローは、Lukas Kanadeフロー、Farnebackフロー、Horn-Schunckフロー、ブロックマッチングフロー、ディープネットフロー及び／又は3DRSフローのうちの1つに基づく。これにより、これらのオプティカルフロー測定方法の間の主な相違は、それぞれ、画素マッチ及び画素変位を見つけることにおけるそれらの精度及び堅固さであり、より高い精度は、それぞれの高密度オプティカルフロー測定方法の実施のためのより高いコストをもたらす。更に、異なる高密度オプティカルフロー測定法は、効率の点で異なる(例えば3DRSは計算が速い)。例えば、上述のオプティカルフロー測定方法の幾つかは、より少ないテクスチャを持つ画像フレーム内の平坦領域により適用可能であり、他のもの(即ちより高度な／最近の密なおプティカルフロー測定方法)は、特徴のない画像領域により適用可能である。

【0035】

本発明による装置の更なる実施例では、処理ユニットは、空間的な幾何学的制約及び／又は時間的な幾何学的制約に基づいて、第2の画素変位を解析的に計算し、第1の画素変位及び第2の画素変位の平均値を計算することによって、第1の画素変位を平滑化するように更に構成される。従って、例えば、第1の画素変位の値は、所定の空間的制約及び／又は時間的制約に基づいて精緻化することができ、その結果、画像位置合わせが改善される。特に、関心領域内の位置合わせされた画素又は画素の群の不正確さを最小限に抑えることができ、健康関連パラメータの評価精度を改善する。

【0036】

本発明による装置の更に別の実施例では、処理ユニットは、空間的な幾何学的制約及び／又は時間的な幾何学的制約に基づいて第2の画素変位を解析的に計算し、前記第1の画素変位を第2の画素変位と比較することによって測定された第1の画素変位内の輪郭を検出し、検出された輪郭を拒絶することによって第1の画素変位を補正するように更に構成される。本発明のこの実施例によれば、不正確な位置合わせから生じる、即ち、被検体の

動きの視差によって引き起こされる輪郭は、拒絶されることができ、従って、健康パラメータの測定値において測定値の不正確さを引き起こさない。換言すれば、除去されたアウトラインは、健康パラメータの分析には使用されない。輪郭線に関連する測定データの代わりに、好適には、除去された輪郭線に隣接する画素群の画素の測定データに関連する画素又は画素群の平均値（即ち平均値）を、測定データ分析に使用することができる。

【0037】

本発明による装置の更なる実施例では、処理ユニットは、第1の画像フレーム及び第2の画像フレームをダウンスケーリングするように構成される。従って、「ダウンスケーリング」という用語は、画像フレームの解像度をダウンスケーリングすること、例えば、画像フレームを1240×720画素から640×480画素にサイズ変更することを指す。好適には、ダウンスケーリングは、画素の空間的平均化によって行われる。ダウンスケーリングの利点は、ノイズ低減（即ちカメラセンサノイズの低減）と、より安定した画素表現（例えばスーパー画素）の生成である。ダウンサイジングは、画素対画素の局所的な位置合わせではなく、ブロック対ブロック（画素群）の局所的な位置合わせに類似していると考えることができる。

【0038】

本発明による装置の更なる実施例では、処理ユニットは、第1の画素変位をアップスケーリングするように構成される。従って、考慮される画像フレームは、最初にダウンスケーリングされる（例えば1240×720画素から640×480画素へ）。その後、ダウンスケーリング画像フレーム（640×480画素）について、ダウンスケーリング画素の変位ベクトル又はダウンスケーリング画素の群が推定され、推定された変位ベクトルは、それらに比（640×480画素から1240×720画素）をそれぞれ乗算することによって拡大される。そして、元の解像度のアップスケーリングされたベクトルを用いた画像フレームを位置合わせする。特に、ダウンスケーリングのステップは、高密度オプティカルフロー測定値の速度を改善し、従って、全体の位置合わせ効率を高める。

【0039】

本発明による装置の更に別の実施例では、空間的な幾何学的制約は、第1の撮像ユニットと第2の撮像ユニットとの間の所定の幾何学的制約に基づく。空間的制約は、撮像ユニットの固有パラメータ（即ち撮像ユニット位置、視野角、距離など）を使用して、及び／又は画像コンテンツの測定値に基づいて測定値され得る。それによって、画像コンテンツ内に表されるコーナー点又は特徴は、空間的制約を導出するために参照するために使用されても良い。一例として、互いに離間している（従って、3Dオブジェクト上にステレオビジョンを持つ）少なくとも2つのカメラを持つマルチカメラシステムによって取得された3Dオブジェクトのビュー関係を、空間的制約として使用することができる。その代わりに、例えば、斯かるマルチカメラシステムにおける3D動きのビュー関係を時間的制約として使用することができる。

【0040】

本発明によるシステムの更なる実施例では、システムに含まれる第1の撮像ユニットは、モノクロカメラ及び／又はマルチスペクトルカメラであり、システムに含まれる第2の撮像ユニットは、モノクロカメラ及び／又はマルチスペクトルカメラである。特に、SpO₂測定が3つの異なる波長に基づいて実行される場合、システムは、1つのモノクロカメラ及び1つのマルチスペクトルカメラを含むことができ、前記カメラは、互いに間隔を置いて配置される。斯かる場合、モノクロカメラは、第1の波長又は波長範囲を取得するように構成されても良く、マルチスペクトルカメラは、第2の波長又は波長範囲及び第3の波長又は波長範囲の両方を取得するように構成されても良い。従って、3つの異なる波長を2つの異なるカメラで測定することができ、これはコストとシステム全体の複雑さの低減につながる。

【0041】

本発明によるシステムの更なる実施例では、システムに含まれる第1の撮像ユニットは、可視又は赤外線波長範囲の第1の波長又は波長範囲を取得するように構成され、システ

10

20

30

40

50

ムに含まれる第2の撮像ユニットは、可視又は赤外線波長範囲の第1の波長又は波長範囲とは異なる第2の波長又は波長範囲を取得するように構成される。例えば、第1及び第2の波長又は波長範囲の両方は、NIR波長又は波長範囲であっても良い。

【0042】

本発明によるシステムの更に別の実施例では、システムは、位置合わせされた画像フレームに基づいて対象者のバイタルサインを抽出するように構成された健康パラメータ抽出ユニットを更に備える。これにより、健康パラメータ抽出部によって取得された位置合わせされた画像フレームは、装置によって実行される本発明による位置合わせ方法から得られる。バイタルサイン抽出のために位置合わせされた画像フレームを使用することにより、バイタルサイン抽出に対する視差の影響を低減することができる。本発明の実施例によれば、特に、奥行き情報を持つ3D対象者の画像フレームからのバイタルサイン抽出は、最先端のバイタルサイン抽出と比較して、即ち、画像位置合わせに基づく変換に基づいて、より高い精度を示す。

10

【0043】

本発明のこれら及び他の実施例は、以下に記載される実施例から明らかになり、それを参照して説明される。

【図面の簡単な説明】

【0044】

【図1】本発明によるシステムの模式的な図を示す。

【図2】本発明による方法のフロー図を示す。

20

【図3(A)]本発明によるシステムセットアップを示す。

【図3(B)]本発明によるシステムによって取得された画像フレームを示す。

【図3(C)]本発明によるシステムによって取得された画像フレームを示す。

【図3(D)]本発明によるシステムによって取得された画像フレームを示す。

【図4】本発明によるシステムによって取得された画像フレームの第1の群の模式的な図を示す。

【図5(A)]本発明によるシステムによって取得された画像フレームの第2の群の模式的な図を示す。

【図5(B)]本発明によるシステムによって取得された画像フレームの第2の群の模式的な図を示す。

30

【図6】本発明によるシステムによって取得された第3の画像フレーム群の模式的な図を示す。

【図7(A)]画像位置合わせを伴わない画像フレームを示す。

【図7(B)]変換ベースの画像位置合わせを伴う画像フレームを示す。

【図7(C)]本発明による画像位置合わせを伴う画像フレームを示す。

【図8(A)]画像位置合わせを伴わない画像フレームを示す。

【図8(B)]変換ベースの画像位置合わせを伴う画像フレームを示す。

【図8(C)]本発明による画像位置合わせを伴う画像フレームを示す。

【図9(A)]先行技術の位置合わせを示す。

【図9(B)]本発明による画像位置合わせを示す。

40

【発明を実施するための形態】

【0045】

図1は、本発明によるシステム100の一実施例の模式的な図を示す。システム100は、第1のフレーム120を取得するように構成された第1の撮像ユニット110と、第2の画像フレーム140を取得するように構成された第2の撮像ユニット130とを有する。

【0046】

システム100は、更に、第1の撮像ユニット110によって取得された第1の画像フレーム120と、第2の撮像ユニット130によって取得された第2の画像フレーム140とを位置合わせするための装置150を有する。撮像ユニット110、130は、カメ

50

ラベース又は遠隔PPGセンサと呼ばれることもある。第1の画像フレーム120及び第2の画像フレーム140の両方は、対象者170の共通の関心領域160を示す。両方の画像フレーム120、140は、対象者170の少なくとも1つのバイタルサインを示す生理学的情報を決定するために使用される情報を含む。

【0047】

対象者170は、患者、この例では、例えば病院又は他の医療施設のベッド180に横たわる患者であっても良いが、例えば保育器に横たわるNICUの非常に敏感な皮膚を持つ新生児又は未熟児、損傷した（例えば火傷した）皮膚を持つ患者、又は家庭又は異なる環境にいる人であっても良い。

【0048】

被検体の身体の共通の関心領域を描写する異なる撮像ユニットによって取得された画像フレームを位置合わせするための装置のための異なる実施例が存在し、これは代替的に（好適な）又は一緒に使用されても良い。システム100の実施例では、装置150の1つの例示的な実施例が示され、以下に説明される。

システム100の一実施例では、第1の撮像ユニット110は第1のカメラであり、第2の撮像ユニットは第2のカメラである。ここで、第1のカメラ110はモノクロカメラであり、第2のカメラ130はマルチスペクトルカメラである。他の実施例では、第1及び第2の撮像ユニット110、130の両方は、モノクロカメラ及び／又はマルチスペクトルカメラであっても良い。好適には、第1の撮像ユニット110（第1のカメラ112）は、第1の波長（700nmの赤色光など）又は波長範囲（680nmから720nmの赤色光など）又は赤外線波長範囲（790nmを超える）を取得するように構成され、第2の撮像ユニット130（第2のカメラ130）は、第2の波長（550nmの青色光など）又は波長範囲（530nmから570nmの青色光など）を取得するように構成される。第2の波長又は波長範囲は、好適には、第1の波長又は波長範囲とは異なる。

【0049】

他の実施例では、システムは、互いに離間した3つ以上の撮像ユニットを含むことができる。例えば、好適な実施例によれば、システムは、被検体170の共通の関心領域160を描写する第3の撮像ユニットを更に備えることができる。第3の撮像ユニットは、好適には、第3の画像フレームを取得するように構成される。好適には、第3の撮像ユニットは、好適には第1及び第2の波長又は波長範囲とは異なる第3の波長又は波長範囲を取得するように構成される。

【0050】

第1のカメラ110及び第2のカメラ130の両方は、好適には、対象者170の関心領域160の（第1の画像フレーム120及び第2の画像フレーム140のような）画像フレームを、特に、時間の経過と共に対象者170の画像フレームのシーケンスを取得するために、フォトプレチスモグラフィ信号を導出することができる（遠隔で且つ目立たないように）捕捉するための適切な光センサを含む。カメラ110、130によって捕捉される画像フレームは、例えば（ディジタル）カメラにおいて、アナログ又はディジタル光センサによって捕捉されるビデオシーケンスに特に対応し得る。斯かるカメラ110、130は、通常、特定のスペクトル範囲（可視、IR）で動作するか、又は異なるスペクトル範囲の情報を提供することもできる、CMOS又はCCDセンサなどの光センサを含む。カメラ110、130は、アナログ又はディジタル信号を提供することができる。

【0051】

画像フレーム120、140は、関連画素値を持つ複数の画像画素を含む。特に、画像フレーム120、140は、フォトセンサの異なる感光素子で捕捉された光強度値を表す画素を含む。これらの感光性要素は、特定のスペクトル範囲（即ち特定の色又は疑似色（NIRで）を表す）で感光性であっても良い。画像フレーム120、140は、対象者170の皮膚部分を表す少なくとも幾つかの画像画素を含む。従って、画像画素は、光検出器の1つの感光体及びその（アナログ又はディジタル）出力に対応し得るか、又は複数の感光体の組み合わせ（例えばビニングを通して）に基づいて決定され得る。

【0052】

幾つかの実施例では、システム100は、対象170の顔の皮膚（例えば頬又は額の一部分）などの関心領域160を、例えば所定の波長又は波長範囲（例えば赤、緑、及び／又は赤外波長範囲）の光で照明するための、ランプなどの光源（照明源とも呼ばれる）を更に備えることができる。前記照明に応答して前記関心領域160から反射された光は、カメラ110、130によって検出されても良い。別の実施例では、専用の光源は設けられていないが、対象者170の照明のために周囲光が使用される。反射光から、多数の所望の波長範囲の光（例えば青及び赤色又は赤外線、又は少なくとも2つの波長チャンネルをカバーする十分に大きな波長範囲の光）のみが、カメラ110、130によって検出及び／又は評価され得る。それ故、カメラ110、130は、それらのフィルタ帯域幅は重複することができ、好適には異なる光学フィルタで適用することができる。それらの波長に依存する透過率が異なっていれば十分である。

10

【0053】

本発明の一態様による装置150は、計算装置のプロセッサ、システムオンチップ、又はデータ処理のための任意の他の適切なユニットとすることができる処理ユニット190を有する。図1に示された実施例による処理ユニット190は、装置150の内部に位置するが、外側、即ち装置150から離れて、1つ以上のケーブル又は装置150と無線で接続されても良い。

【0054】

処理ユニット190は、第1の画像フレーム120と第2の画像フレーム140との間の第1の画素変位200を測定するように構成され、これにより、本発明の別の態様による方法のステップS100を実行する（図2参照）。更に、処理ユニット190は、第1の撮像ユニット110と第2の撮像ユニット130との間の空間的及び／又は時間的幾何学的制約に従って、第1の画素変位200を補正するように構成され、それによって、本発明による方法のステップS200を実行する。次いで、処理ユニット190は、本発明の方法のステップS300（図2参照）を実行することにより、補正後の第1の画素変位200に基づいて第1画像フレーム120を第2画像フレーム140に位置合わせするように構成される。本方法は、上記のステップS100、S200、S300のそれぞれに先行するか、又はそれに続く1つ又は複数の中間ステップを含むことができることに留意されたい。

20

30

【0055】

位置合わせされた画像フレームに基づいて健康関連パラメータをモニタリングするために、画像フレームに含まれる情報、即ち、画素ベース又は画素群ベースのカラー又はグレースケール情報を、時系列で画像フレームから抽出することができる。それ故、健康パラメータ抽出ユニット210は、1つ又は複数のケーブルを介して、又は無線で装置150に接続されても良く、又は装置150に統合されても良い。健康パラメータ抽出ユニット210は、位置合わせされた連続する画像フレーム（画像フレーム120、140など）から1つ又は複数の健康関連パラメータを抽出するように構成されることが好適である。

【0056】

図1に示されるようなシステム100は、例えば、病院、医療施設、老人医療施設等に配置されても良い。患者のモニタリングとは別に、本発明は、新生児モニタリング、一般的なモニタリング用途、セキュリティモニタリングフィットネス機器、ウェアラブル、スマートフォンなどのハンドヘルド装置などのいわゆるライフスタイル環境などの他の分野にも適用することができる。装置150と撮像ユニット110、130との間の単方向又は双方向通信は、無線又は有線通信インターフェースを介して機能することができる。本発明の他の実施例は、スタンドアロンではなく、撮像ユニット110、130の少なくとも1つに一体化された装置150を含むことができる。

40

【0057】

一般に、非接触モニタリングは、一般病棟で依然として使用されている接触センサ又は緊急部門のトリアージでモニタリングするよりも便利であり得る。更に、斯かる非接触モ

50

ニタリングは、自動車運転者のモニタリング並びに睡眠モニタリングに適用可能であり得、後者では、特にN I Rベースのモニタリング、好適にはマルチスペクトルN I Rベースのモニタリングが、バイタルサイン抽出の堅固さを改善するために適用され得る。

【0058】

図3Aは、第3の撮像ユニット220を更に有するシステム100の第2の実施例の模式的な図を示す。この実施例では、装置150は、第1の撮像ユニット110に一体化されている。第3の撮像ユニットは、共通の関心領域160を示す第3の画像フレーム230を取得するように構成される。第2及び第3の撮像ユニット130、220は、第1の撮像ユニット110に通信可能に接続されている。この場合、第3の撮像ユニット220もカメラ220となる。従って、システム100のセットアップは、同じ方向で見る同じ関心領域160を描く互いに離間している3つのカメラ110、130、220からなるマルチスペクトルカメラセットアップを表す（図3B、3C、3D参照）。好適には、カメラ110、130、220は、所望の波長（3つの異なるN I R波長であっても良い）をサンプリングするための光学フィルタを備えたモノクロカメラである。カメラ110、130、220は異なる光路を持つので、カメラ110、130、220によって取得された画像フレーム120、140、230に現れる被写体／オブジェクトの関心領域は、互いに対してそれらの位置に変位を持つ。この変位は、一般に「視差」と呼ばれる。視差の意義は、使用される焦点距離及び対象者170とカメラ110、130、220との間の距離にそれぞれ依存する。装置150によって実行される空間－時間的な幾何学的制約を持つ、提案される線形適応カメラ位置合わせは、前記視差問題を除去するために画像フレーム120、140、230の位置合わせを改善することを目的とする。

【0059】

以下では、図4、図5A、図5B及び図6を参照して、非線形適応型画像位置合わせについて詳細に説明する。これにより、画像フレーム120、140、230は、例えば、図3Aによるシステムによって取得されている。非線形位置合わせを可能にするために、好適には、複数のカメラ（ここでは3つのカメラ110、130、220）に亘る画素毎の位置合わせ又は所定の画素群の位置合わせが実行され、各画素又は画素群は、新しい画像フレーム内でそれ自体の位置合わせを持つ。

【0060】

典型的には、中央カメラによって取得された画像フレームは、基準画像フレームとして撮影される。図4において、第1の撮像ユニット110により取得された画像フレーム120が基準画像フレームである。第2及び第3のカメラ130、220によって取得された画像フレーム140、230について、新しい画像フレームが作成される。典型的には、中央位置に配置されたカメラ110は、カメラ130、220と比較して被写体170までの最短距離を持つので、基準カメラとして選択される。次に、第1の画素変位200が測定され、画素間の画素間変位、又は画素群間の変位とすることができる。第1の画素変位は、例えば、第1画像フレーム120と第2画像フレーム140との間で測定される。更に、画素変位は、第1の画像フレーム120と第3の画像フレーム230との間で測定されても良い。図4において、第1の画素変位は、第2及び第3の画像フレーム140、230に対して、それぞれ、第1の画像フレーム120の2つの画素の間で測定される。第1の画素変位は、空間画像フレーム及び／又は時間画像フレーム間の画素又は画素群の動きベクトルをもたらし高密度オブティカルフローによって測定されても良い：

$D = DOF(I_{ref}, I_{nonref})$

ここで、DOF（）は高密度オブティカルフローを示し、 I_{ref} は基準画像フレーム（即ち画像フレーム120）を示し、 I_{nonref} は非基準画像フレーム（即ち画像フレーム140、230）を示し、Dは第1の画素変位200を示し、ここでDは、基準画像フレーム120に位置合わせするために非基準画像フレーム140、230を相関／補間するために使用される：

$I_{reg} = Interp(I_{nonref}, D)$

ここで $\text{Interp}()$ は補間／相関を示し、 Ireg は位置合わせされた画像を示す。画素ベース補間は画像変換に対して高度に非線形であり、個々の画像フレームに対して高密度オブティカルフロー測定と補間が実行される。従って、位置合わせは、ビデオコンテンツに適応し、モニタリング中に奥行き変化又はオブジェクト位置変化（例えば距離からカメラへの変化）を持つシーンに対して堅固である。

【0061】

更に、本発明によれば、第1の画素変位は、空間的及び／又は時間的な幾何学的制約に従って補正される。これらの制約は、上述の「生の」高密度オブティカルフロー結果の後処理ステップとして適用される。セットアップ（例えばカメラ位置）は、好適には、測定中に固定されるので、カメラ110、130、220に亘る視差誘発画素変位は、事前定義された幾何学的関係（例えばエピポーラ幾何）に依存する。これにより、エピポーラ幾何は、例えば、2つのカメラが2つの別個の位置から3Dシーンを見るステレオビジョンの幾何を考慮する。斯かるセットアップでは、3Dの点と、これらの画像点間の制約につながる2D画像フレーム上へのそれらの投影との間に、多数の幾何学的関係が存在する。これらの関係は、カメラがピンホールカメラモデルで近似できるという仮定に基づいて導かれ得る。斯かる関係は、第1の画素変位200の測定値を平滑化するため、又は輪郭線を制限するために、空間的な幾何学的制約として使用され得る。図5Aでは、例えば、第2の撮像ユニット140と第3の撮像ユニット220との間の空間的な幾何学的制約が明らかである。

【0062】

空間的な幾何学的制約に基づいて、第2の画素変位を解析的に計算できる。第2の画素変位に基づいて、第1の画素変位200は、好適には、第1の画素変位200及び第2の画素変位の平均値を計算することによって平滑化されても良い。他の実施例では、第2の画素変位は、前記第1の画素変位200と第2の画素変位を比較することによって、測定された第1の画素変位200内の輪郭を検出し、検出された輪郭を拒絶することによって、第1の画素変位200を補正するために使用されても良い。

【0063】

図4、5A、5B及び6に示される例では、高密度オブティカルフロー $D_{1 \rightarrow 2}$ から決定される動きベクトル間の所定の関係を参照して、高密度オブティカルフロー $D(\text{Camera } 130, \text{Camera } 220) = D_{1 \rightarrow 3}$ が測定され得る。これは次のように表すことができる：

$D_{1 \rightarrow 2}$ は測定される方法である。

$D'_{1 \rightarrow 2} = D_{1 \rightarrow 3} - D_{2 \rightarrow 3}$ （解析的な方法）

$D''_{1 \rightarrow 2} = (D_{1 \rightarrow 2} + D'_{1 \rightarrow 2}) / 2$ （平滑化される方法）

ここで、 $D_{1 \rightarrow 2}$ 、 $D_{2 \rightarrow 3}$ 、 $D_{1 \rightarrow 3}$ は、それぞれ、カメラ110から130、カメラ130から220、及びカメラ110から220までの（群）画素変位を示す。これにより、 $D_{1 \rightarrow 2}$ は高密度オブティカルフローによって測定される方法、 $D'_{1 \rightarrow 2}$ は $D_{1 \rightarrow 3}$ 及び $D_{2 \rightarrow 3}$ から差し引かれる解析的な方法、 $D''_{1 \rightarrow 2}$ は $D_{1 \rightarrow 2}$ と $D'_{1 \rightarrow 2}$ との間の平均値から生じる平滑化される方法であり、「平滑化される方法」の代わりに「測定される」又は「解析的な」方法がより適切であり得ることが、即ち更なるメトリック（ここには記載されていない）から導かれ得ることに留意されたい。更に、 $D'_{1 \rightarrow 2}$ を使用して、 $D_{1 \rightarrow 2}$ における測定異常値を制限することが可能である。

【0064】

空間的な幾何学的制約の使用と同様に、時間的な幾何学的制約は、次式で表され得る第1の画素変位200（図5B参照）の測定値を平滑化するために使用され得る：

$D_{1 \rightarrow 2}$ は測定される方法である。

$D'_{1 \rightarrow 2} = T_{2 \rightarrow 1} - T_{2 \rightarrow 2}$ （解析的な方法）

$D''_{1 \rightarrow 2} = (D_{1 \rightarrow 2} + D'_{1 \rightarrow 2}) / 2$ （平滑化される方法）

ここで、 $T_{2 \rightarrow 1}$ は、時間 t における第2のカメラ130から時間 $t+1$ における第1のカメラ110への画素変位を示し、 $T_{2 \rightarrow 2}$ は、時間 t における第1のカメラ110から

時間 $t + 1$ における第 1 のカメラ 110 への画素変位を示す。

【0065】

好適には、空間的及び時間的な幾何学的制約が同時に適用される（図 6 参照）。斯かる場合、オブジェクト／対象者の共通の関心領域の全ての画素は、画素変位を全体的に最適化／補正するために空間及び時間において接続され、高度に堅固で滑らかな画像位置合わせをもたらす。時空間的な幾何学的制約を使用する別の利点は、隣接するフレーム間の画素の動き（対象者の動き又はカメラの動きによる）を減らすことができることである。

【0066】

図 7 A、7 B、7 C は、共通の関心領域 160 を描写する 3 つの画像フレームを示し、該関心領域は、この場合、対象者のバイタルサインがどのように測定されるべきかの対象者の顔の一部であり、少なくとも 2 つの撮像ユニット 110、130 と被検体 170 の関心領域 160 との間の距離は短く（ $< 1\text{ m}$ ）、大きな視差をもたらす。代わりに、図 8 A、8 B、8 C は、この場合は別の患者の顔の一部である共通の関心領域 160 を描写する 3 つの画像フレームを示し、少なくとも 2 つの撮像ユニット 110、130 と被検体 170 の関心領域 160 との間の距離は大きく（5 乃至 6 m）、その結果、視差が小さくなる（即ち視差が手動で低減される）。

【0067】

図 7 A 及び図 8 A はいずれも、視差により強いぼけが認識される位置合わせされていない画像フレームを示している。このことは、特に、大きな視差が明らかな場合（図 7 A 参照）、例えば、対象者 170 の顔の輪郭が鋭いエッジ／輪郭として区切られないという事実につながる。従って、関心領域 160 は明確に区切られず、健康関連パラメータの誤った評価につながる可能性がある。

【0068】

図 7 B 及び図 8 B は、最新技術の変換ベースの画像位置合わせが実行され、視差ベースのぼけが低減された場合を示す。しかしながら、特に大きな視差が明らかな場合（図 7 B 参照）、従来技術の位置合わせは、関心領域 160 のエッジ領域に依然としてぼやけが残っており、特にこれらの領域が奥行き情報を含む場合、健康関連パラメータの不正確な評価を依然としてもたらす。

【0069】

図 7 C 及び図 8 C において、画像位置合わせは、本発明による位置合わせ方法の実施例に従って実行され、視差に基づくぼけの除去をもたらす。従って、画像位置合わせが実行され、描かれた関心領域の鋭いエッジが得られる。改善は、モニタリング中に対象者 170 が位置を変えたり、頭部を回転させたりする場合に特に可視となる。なぜなら、距離対カメラ又は顔 3D 幾何が変化すると、既存の方法によって使用される線形モデルが無効になる可能性があるからである（即ち変換モデルは通常、測定に先立って推定される）。

【0070】

図 9 A は、先行技術の位置合わせされた画像フレームに基づくバイタルサイン抽出を示す。図 9 B は、本発明により位置合わせされた画像フレームに基づくバイタルサイン抽出を示す。脈拍数及び SpO_2 は、例示的なバイタルサインとして抽出されており、バイタルサイン抽出方法は、両方の場合について同じであることに留意されたい。図 9 B の SpO_2 グラフから分かるように、本発明により位置合わせが行われた場合、曲線の進行はより安定している。より高い安定性は、 SpO_2 測定が色変化の振幅に基づいており、それ故、本発明による画像位置合わせにより低減され得る色勾配アーチファクトにかなり敏感であるという事実から生じる。

【0071】

本発明は、図面及び前述の説明において詳細に図示及び説明されてきたが、斯かる図示及び説明は、例示的又は例示的であり、限定的ではないと考えられるべきであり、本発明は、開示された実施例に限定されない。開示された実施例に対する他の変形は、図面、開示、及び添付の特許請求の範囲の検討から、特許請求された発明を実施する際に当業者によって理解され、実施されることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 2 】

特許請求の範囲において、単語「有する（comprising）」は、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「1つの（a又はan）」は、複数を排除するものではない。単一の要素又は他のユニットは、特許請求の範囲に列挙される幾つかの項目の機能を満たすことができる。特定の手段が相互に異なる従属請求項に記載されているという単なる事実は、これらの手段の組み合わせが有利に使用されることができないことを示すものではない。

【 0 0 7 3 】

コンピュータプログラムは、他のハードウェアと一緒に、又はその一部として供給される光記憶媒体又はソリッドステート媒体などの適切な非一時的媒体上に記憶／配布することができるが、インターネット又は他の有線もしくは無線電気通信システムなどを介して、他の形態で配布することもできる。

【 0 0 7 4 】

特許請求の範囲におけるいかなる参照符号も、範囲を限定するものとして解釈されるべきではない。

【 図 面 】

【 図 1 】

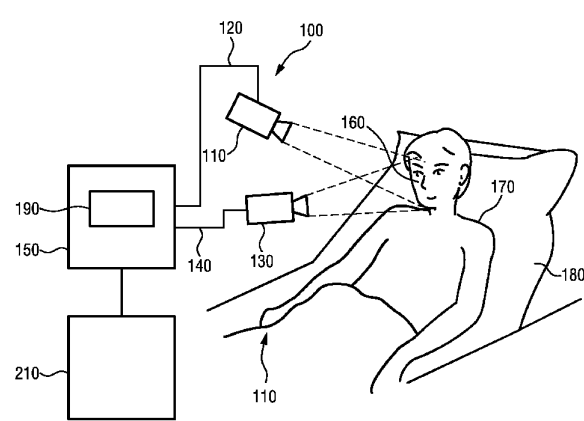


FIG.1

【 図 2 】

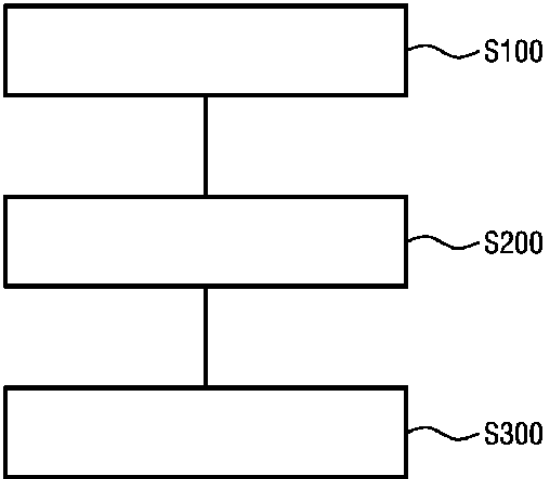


FIG.2

10

20

30

40

50

【図 3 A】

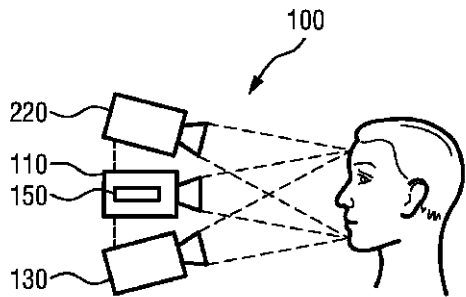
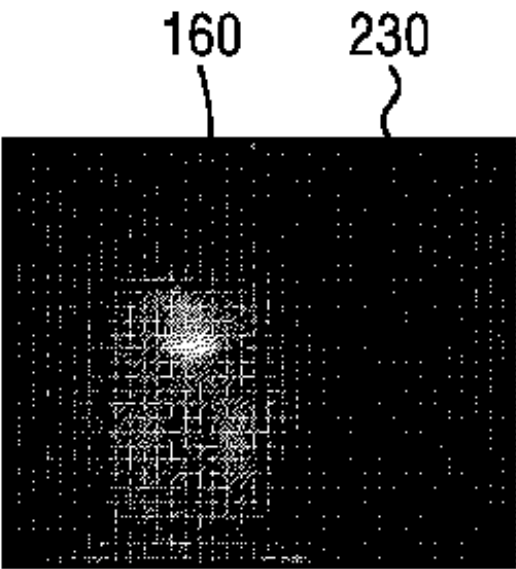


FIG.3A

【図 3 B】



10

FIG.3B

20

【図 3 C】

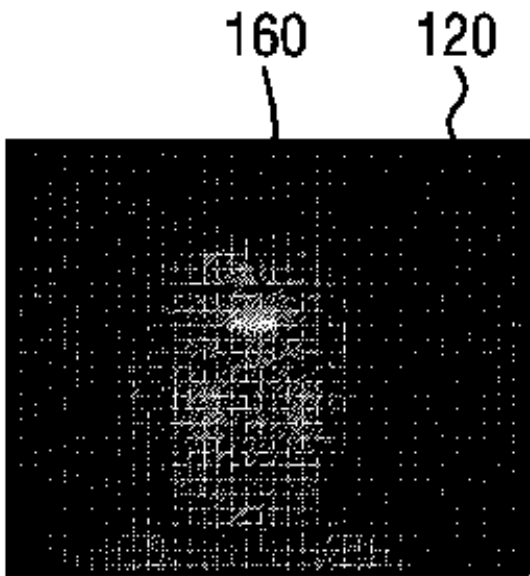


FIG.3C

【図 3 D】

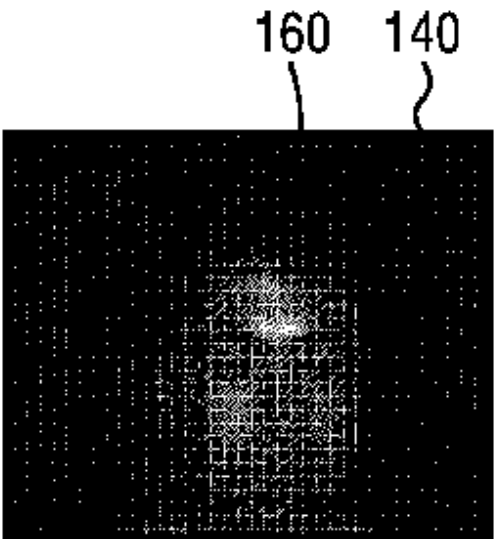


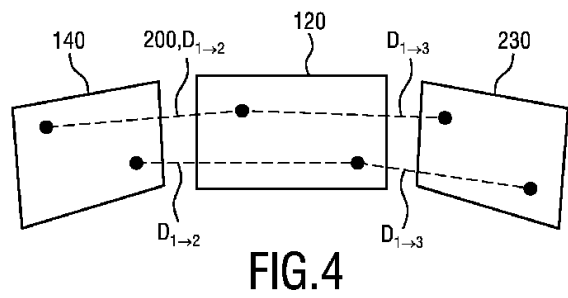
FIG.3D

30

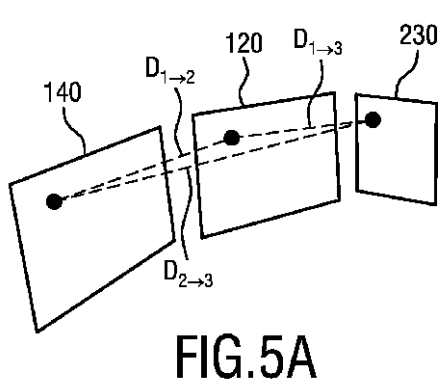
40

50

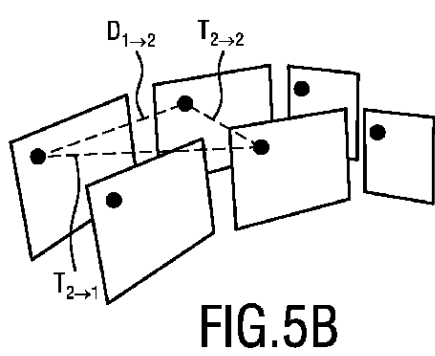
【 図 4 】



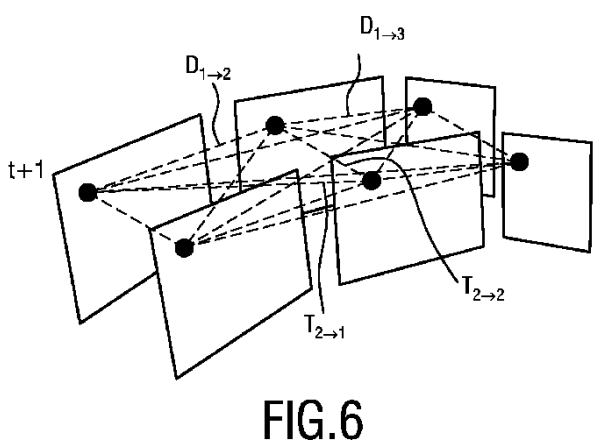
【 図 5 A 】



【 図 5 B 】



【 図 6 】



10

20

30

40

50

【図 7 A】

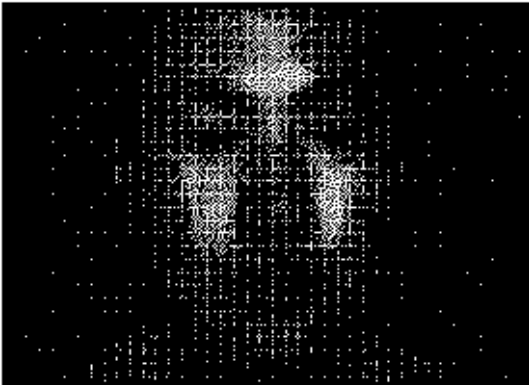
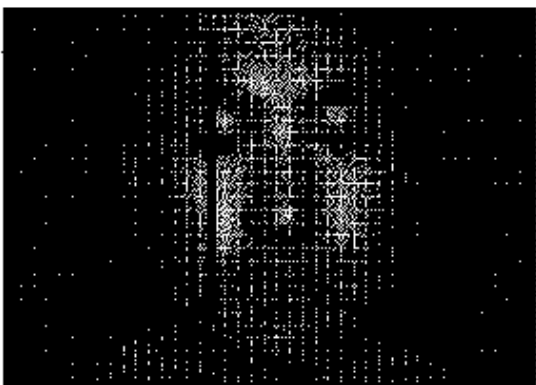


FIG.7A

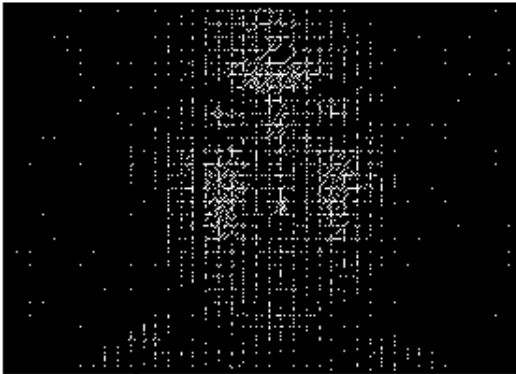
【図 7 B】



160

FIG.7B

【図 7 C】



160

FIG.7C

【図 8 A - 8 C】



FIG.8A

FIG.8B

FIG.8C

160

160

10

20

30

40

50

【図 9 A】

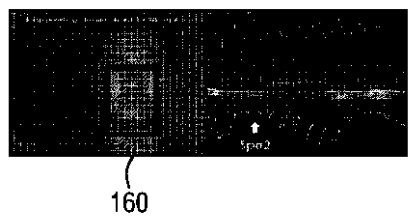


FIG.9A

【図 9 B】

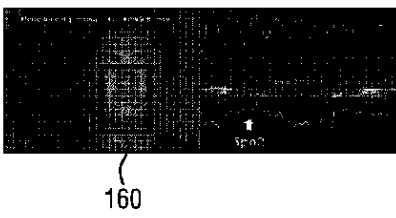


FIG.9B

10

20

30

40

50

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2020/068337

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. G16H30/40 G06T7/30
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

G16H G06T

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	VAN GASTEL MARK ET AL: "Motion Robust Remote-PPG in Infrared", IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, IEEE SERVICE CENTER, PISCATAWAY, NJ, USA, vol. 62, no. 5, 1 May 2015 (2015-05-01), pages 1425-1433, XP011578781, ISSN: 0018-9294, DOI: 10.1109/TBME.2015.2390261 [retrieved on 2015-04-17]	1-3,7-15
Y	abstract figures 8, 9 1) Image Registration; page 1430 ----- -/-	4-6

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

18 September 2020

Date of mailing of the international search report

28/09/2020

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Beligny, Samuel

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2020/068337

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	DONGXIANG ZHOU ET AL: "Modified GMM Background Modeling and Optical Flow for Detection of Moving Objects", SYSTEMS, MAN AND CYBERNETICS, 2005 IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON, IEEE, PISCATAWAY, NJ, USA, vol. 3, 10 October 2005 (2005-10-10), pages 2224-2229, XP010873991, DOI: 10.1109/ICSMC.2005.1571479 ISBN: 978-0-7803-9298-4 2 Outline of the algorithm; page 2 4 Optical flow computation; page 3 -----	4,5
Y	VINCENT GAY-BELLILE ET AL: "Image Registration by Combining Thin-Plate Splines with a 3D Morphable Model", IMAGE PROCESSING, 2006 IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON, IEEE, PI, 1 October 2006 (2006-10-01), pages 1069-1072, XP031048825, ISBN: 978-1-4244-0480-3 5. Conclusion; page 1072 -----	6
T	WENJIN WANG ET AL: "Amplitude-selective filtering for remote-PPG", BIOMEDICAL OPTICS EXPRESS, vol. 8, no. 3, 28 February 2017 (2017-02-28), page 1965, XP055731444, United States ISSN: 2156-7085, DOI: 10.1364/B0E.8.001965 3.2 Algorithm; page 1971 -----	

フロントページの続き

MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,KM,ML,MR,N
E,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,
CZ,DE,DJ,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IR,IS,JO,JP,KE,K
G,KH,KN,KP,KR,KW,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,N
I,NO,NZ,OM,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SA,SC,SD,SE,SG,SK,SL,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,
TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,WS,ZA,ZM,ZW

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

F ターム (参考) 4C017 AA09 AA10 AA11 AA12 AB06 AC28 BC11 FF05
4C038 KK01 KL07 KM03 KX02 VB03 VC02
5L096 AA03 AA06 AA09 CA05 EA14 HA04