(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2016 年 9 月 9 日(09.09.2016)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2016/139871 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/0245 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2015/086390

(22) 国際出願日: 2015 年 12 月 25 日(25.12.2015)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願 2015-043897 2015 年 3 月 5 日(05.03.2015) JP

(71) 出願人: オムロン株式会社(OMRON CORPORATION) [JP/JP]; 〒6008530 京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町８０１番地 Kyoto (JP).

(72) 発明者: 青木　博松(AOKI Hiromatsu); 〒6008530 京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町８０１番地　オムロン株式会社内 Kyoto (JP). 平本　政夫(HIRAMOTO Masao); 〒2430292 神奈川県厚木市下荻野１０３０番地　神奈川工科大学内 Kanagawa (JP). 木村　誠聡(KIMURA Tomoaki); 〒2430292 神奈川県厚木市下荻野１０３０番地　神奈川工科大学内 Kanagawa (JP).

(74) 代理人: 世良　和信, 外(SERA Kazunobu et al.); 〒1030004 東京都中央区東日本橋三丁目４番１０号　アクロポリス２１ビル８階 Tokyo (JP).

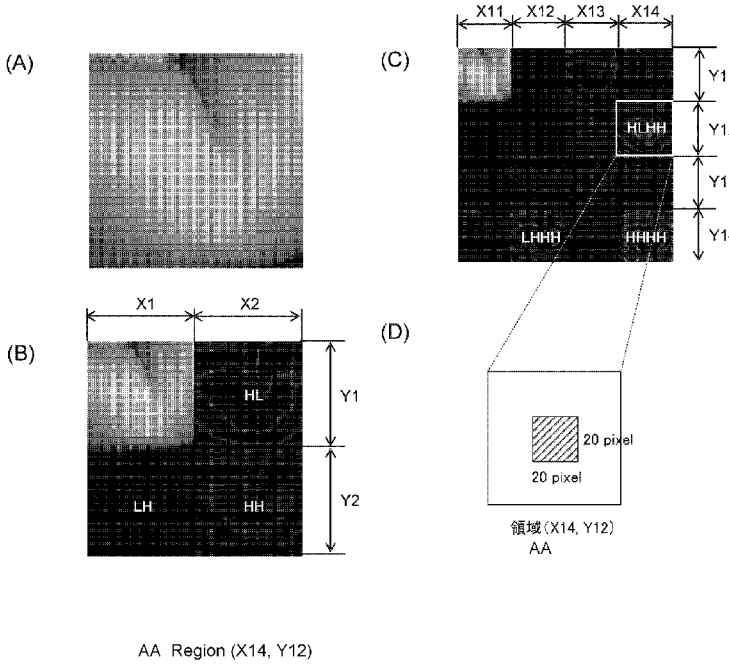
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:
— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

(54) **Title**: PULSE MEASURING DEVICE AND CONTROL METHOD THEREFOR

(54) 発明の名称 : 脈拍計測装置及びその制御方法



(57) **Abstract**: Provided is a pulse measuring device including: an image acquisition unit that acquires a plurality of time-series captured image data acquired by capturing images of a living body; an image processing unit that executes multiresolution analysis a plurality of times on each of the plurality of captured image data to decompose the captured image data into high-resolution components and low-resolution components, thereby generating a plurality of converted image data corresponding to the plurality of captured image data; and a pulse measuring unit that calculates a feature value representing the luminance of a predetermined region in each of the plurality of converted image data, that analyzes time-series data of the feature value to calculate a variation period of the feature value, and that calculates the pulse of the living body on the basis of the variation period of the feature value.

(57) 要約: 生体を撮影して得られた時系列の複数の撮影画像データを取得する画像取得部と、前記複数の撮影画像データの各々に対し、高解像度成分と低解像度成分に分解する多重解像度解析を複数回行って、前記複数の撮影画像データに対応する複数の変換画像データを生成する画像処理部と、前記複数の変換画像データの各々における所定の領域の輝度を示す特徴量を算出し、前記特徴量の時系列データを解析して特徴量の変動周期を算出し、前記特徴量の変動周期に基づき前記生体の脈拍を算出する脈拍計測部と、を有する脈拍計測装置。

WO 2016/139871 A1

明　細　書

発明の名称 ： 脈拍計測装置及びその制御方法

技術分野

[0001] 本発明は、脈拍計測装置及びその制御方法に関する。

背景技術

[0002] 生体の脈拍を計測する方法として、生体に計測器具を接触させて計測する方法がある。例えば心電図を用いて計測する方法（心電図法）や、指や耳たぶなどの末梢血管に赤外線を照射し、その反射光が血流及び吸光特性によって周期的に変動する光学的な変化から心拍とほぼ等価な脈拍を計測する方法（光電脈波法）がある。

[0003] 生体に計測器具が接触しない状態で脈拍を計測する方法として、生体を撮影して得られた画像を用いて画像処理により脈拍を取得する方法がある。例えば、画像中の生体領域を抽出して、生体領域の画素値の時系列変化から脈拍を検出する方法がある。特許文献１には、生体領域の画像を複数のブロックに分割し、ブロック毎に当該ブロックに含まれる画素が持つ画素値の代表値を算出し、フレーム間で互いに対応するブロックの代表値の差が閾値以下であるブロックを抽出し、抽出されたブロックに含まれる画素の画素値から生体の脈拍を検出する方法が開示されている。また非特許文献１には、動画像の各フレームをウェーブレット変換して高域画像を取得し、高域画像を画素単位にフーリエ変換することによって空間位相成分を取り出し、空間位相の時系列データを生成することでフレーム間の微動量を強調した画像を生成する方法が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開２０１４－１９８２０２号公報

非特許文献

[0005] 非特許文献1：Ｎ．Ｗａｄｈｗａ，　Ｍ．Ｒｕｂｉｎｓｔｅｉｎ，　Ｆ．Ｄｕ

ｒａｎｄ，　ａｎｄ　Ｗ．Ｔ．Ｆｒｅｅｍａｎ．　Ｐｈａｓｅ－ｂａｓｅｄ　ｖｉｄｅｏ　ｍｏｔｉｏｎ　ｐｒｏｃｅｓｓｉｎｇ．　ＡＣＭ　Ｔｒａｎｓ．　Ｇｒａｐｈ．，　３２（４）：８０：１－８０：１０，　２０１３．

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] 特許文献１の技術では、例えば頬や額など画素値の空間的変化が小さなブロックを抽出し、一定期間、例えば３０秒間や１分間の画素値の時系列データの信号を周波数成分へ変換する。周波数成分への変換にはフーリエ変換等が用いられる。変換結果に基づき脈拍の周波数帯におけるピークを検出することにより、脈拍を検出することができる。しかしながら、フーリエ変換は計算量が多く、特に画像解析のように２次元データの信号に対するフーリエ変換は計算に時間がかかるという課題があった。また、非特許文献１の技術についても同様、フレーム毎に２次元のフーリエ変換が必要であり、計算量が多く処理時間がかかるという課題がある。

[0007] そこで本発明は、画像解析に基づき脈拍を計測する脈拍計測装置において、処理速度を向上させることを目的とする。

課題を解決するための手段

[0008] 本発明の第１の態様は、生体を撮影して得られた時系列の複数の撮影画像データを取得する画像取得部と、

前記複数の撮影画像データの各々に対し、高解像度成分と低解像度成分に分解する多重解像度解析を複数回行って、前記複数の撮影画像データに対応する複数の変換画像データを生成する画像処理部と、

前記複数の変換画像データの各々における所定の領域の輝度を示す特徴量を算出し、前記特徴量の時系列データを解析して特徴量の変動周期を算出し、前記特徴量の変動周期に基づき前記生体の脈拍を算出する脈拍計測部と、

を有する脈拍計測装置である。

[0009] 本発明の第２の態様は、生体を撮影して得られた時系列の複数の撮影画像データを取得する取得工程と、

前記複数の撮影画像データの各々に対し、高解像度成分と低解像度成分に分解する多重解像度解析を複数回行って、前記複数の撮影画像データに対応する複数の変換画像データを生成する変換工程と、

前記複数の変換画像データの各々における所定の領域の輝度を示す特徴量を算出し、前記特徴量の時系列データを解析して特徴量の変動周期を算出し、前記特徴量の変動周期に基づき前記生体の脈拍を算出する工程と、

を有する脈拍計測装置の制御方法である。

発明の効果

[0010] 本発明によれば、画像解析に基づき脈拍を計測する脈拍計測装置において、処理速度を向上させることが可能になる。

図面の簡単な説明

[0011] [図1]実施例１の脈拍計測装置の概略構成を示す機能ブロック図

[図2]実施例１の脈拍計測装置による処理の流れを示すフローチャート

[図3]実施例１の脈拍計測装置によるウェーブレット変換により得られる画像の一例

[図4]実施例１の脈拍計測装置により検出される撮影画像データにおける輝度の時間変動の一例

発明を実施するための形態

[0012] 図面を参照して本発明に係る脈拍計測装置及びその制御方法について説明する。なお、この実施例は開示の技術を限定するものではない。そして、実施例は、処理内容を矛盾させない範囲で適宜組み合わせることが可能である。

[0013] （実施例１）

図１は、本発明の実施例１に係る脈拍計測装置６の概略構成を示す概念図である。実施例１に係る脈拍計測装置６は、太陽光や室内光などの一般の環境光の下で被験者に計測器具を接触させずに、被験者の生体が撮影された画像を用いて被験者の脈拍、すなわち心臓の拍動に伴う血液の体積の変動を測定する脈拍計測処理を行う。

[0014] 実施例１では、脈拍計測装置６は、図１に示すように、撮像部１、画像蓄積部２、画像処理部３、脈拍計測部４、信号出力部５を有する。

[0015] 脈拍計測装置６は、これら各ブロックの機能又は処理をコンピュータに実行させるプログラム又はソフトウェアをコンピュータにインストールさせることによって実装できる。そのようなプログラム、当該プログラムが記録された記録媒体、当該プログラムがインストールされたコンピュータは本発明に含まれる。脈拍計測装置６は、図１に示す各ブロックの機能を専用のハードウェアとして実装することもできる。或いは、コンピュータに各ブロックの機能を追加する機能拡張ボードとして実装することもできる。上記のプログラムはパッケージソフトウェアやオンラインソフトウェアとして提供されることができる。スマートフォン、携帯電話機、ＰＨＳ（Personal Handyphone System）などの移動体通信端末や、移動体通信網に接続する能力を持たないコンピュータ、デジタルカメラ、タブレット端末、スレート端末を含む携帯端末装置に、上記のプログラムをインストールさせることにより、これらの端末を脈拍計測装置６として機能させることができる。脈拍計測装置６は、図１に示した機能部以外にも一般にコンピュータが有する各種の機能部を有することができる。例えば、キーボード、マウス、ディスプレイなどの入出力デバイス、加速度センサや角速度センサなどの姿勢検出デバイス、アンテナ、移動体通信網に接続する無線通信部、ＧＰＳ（Global Positioning System）受信機などの通信用デバイスをさらに有していてもよい。

[0016] 撮像部１は、ＣＣＤ（Charge Coupled Device）やＣＭＯＳ（Complementary Metal Oxide Semiconductor）などの撮像素子を搭載する一般的なカメラである。例えば、撮像部１には、Ｒ（red）、Ｇ（green）、Ｂ（blue）など３種以上の受光素子を搭載することができる。撮像部１は、撮像により得られた画像データ（撮影画像データ）を画像蓄積部２へ出力する。なお、ここでは撮像部１が脈拍計測装置６に備わる構成を例示したが、有線又は無線の通信線を介して外部の撮像装置が接続される構成でも良い。また、脈拍計測装置６が、撮影画像データを記憶する記憶装置を備え、記憶装置から撮影画像

データを取得できる場合や、ネットワークや可搬記憶媒体から撮影画像データを取得できる場合には、脈拍計測装置６が撮像部１を有しない構成でも良い。また、撮像部１は赤外線カメラであっても良い。この場合、生体内の血流を撮影することができ、また環境光の外乱を受けにくい撮影が可能である。

[0017] 実施例１では、撮像部１は、横５１２ピクセル×縦５１２ピクセルの矩形の画像を撮像するモノクロＣＣＤカメラであるとする。撮像部１は、８ビット（画素値０～２５５）の撮影画像データをフレームレート６枚／秒で出力できるものとする。１回の撮像で出力する撮影画像データのフレーム数は６４枚とする。すなわち、撮像部１は、約１０．７秒間、被写体を撮像して得られた撮影画像データを画像蓄積部２へ出力する。なお、画像サイズ、ビット数、フレームレート等の仕様は一例である。実施例１では、人の脈拍を計測する場合を例に説明するので、人の脈拍（６０～８０回／分）を十分に捉えられる程度のフレームレートを設定した。

[0018] 画像蓄積部（画像取得部）２は、撮像部１から撮影画像データを取得し、保持するフレームメモリである。画像蓄積部２はＲＡＭ（random access memory）やＨＤＤ（hard disk drive）などである。

実施例１では、画像蓄積部２は、フレームサイズ横５１２ピクセル×縦５１２ピクセルの撮影画像データを最大１８００フレーム保持できるよう構成されているものとする。

[0019] 画像処理部３は、画像蓄積部２から撮影画像データを取得し、撮影画像データに対し多重解像度解析を行って高解像度成分の画像と低解像度成分の画像を生成し、脈拍計測部４へ出力する。画像処理部３は複数回の多重解像度解析を繰り返し実行する。

実施例１では、画像処理部３は、画像蓄積部２から取得した撮影画像データに対しＨａａｒ基底によるウェーブレット変換を２回行うものとする。基底の選び方やウェーブレット変換の回数は一例である。ウェーブレット変換の繰り返しの回数は複数回であれば２回に限られない。

[0020] 画像処理部３による撮影画像データに対するウェーブレット変換について図３を用いて説明する。

図３（Ａ）は画像蓄積部２から入力される撮影画像データの一例である。この撮影画像データは、撮像部１のモノクロＣＣＤカメラにより被験者の皮膚を撮像して得られた６４枚の撮影画像データのうちの１枚であり、上述したように横５１２ピクセル×縦５１２ピクセルの画像データである。

[0021] 図３（Ｂ）は、図３（Ａ）の撮影画像データに対し画像処理部３が１回目のウェーブレット変換を行って生成した画像データ（第１変換画像データ）である。画像処理部３は、１回目のウェーブレット変換で撮影画像データをＬＬ，ＨＬ，ＬＨ，ＨＨ成分に分解する。図３（Ｂ）において、領域（Ｘ１，Ｙ１）がＬＬ成分、領域（Ｘ２，Ｙ１）がＨＬ成分、領域（Ｘ１，Ｙ２）がＬＨ成分、領域（Ｘ２，Ｙ２）がＨＨ成分を表す。第１変換画像データは、横２５６ピクセル×縦２５６ピクセルの領域４個からなる。

[0022] 図３（Ｃ）は、図３（Ｂ）の第１変換画像データに対し画像処理部３が２回目のウェーブレット変換を行って生成した画像データ（第２変換画像データ）である。２回目のウェーブレット変換では、画像処理部３は、図３（Ｂ）の第１変換画像データの各成分をさらにＬＬ，ＨＬ，ＬＨ，ＨＨ成分に分解する。その結果、図３（Ｃ）に示すように、領域（Ｘ１１，Ｙ１１）～領域（Ｘ１４，Ｙ１４）の全部で１６個の領域からなる第２変換画像データが算出される。第２変換画像データは、横１２８ピクセル×縦１２８ピクセルの領域１６個からなる。画像処理部３は、画像蓄積部２から取得した時系列の複数の撮影画像データの各々に対し以上のような多重解像度解析を行って時系列の複数の変換画像データを生成し、脈拍計測部４へ出力する。ここでは、画像処理部３は、６４枚の時系列の撮影画像データの各々に対し２回のウェーブレット変換を行って６４枚の時系列の第２変換画像データを生成し、脈拍計測部４へ出力する。

[0023] なお、ここでは、第１変換画像データの４個の領域の各々についてさらにウェーブレット変換を行って第２変換画像データの１６個の領域のデータを

生成する例を説明したが、後述するように、実施例１では、第２変換画像データのうち領域（Ｘ１４，Ｙ１２）の画素値を用いて脈拍を算出する。そのため、第１変換画像データのうち領域（Ｘ２，Ｙ１）のみ２回目のウェーブレット変換を行うようにしても良い。

[0024] 脈拍計測部４は、画像処理部３から時系列の複数の変換画像データを取得し、複数の変換画像データの各々における特定領域の輝度を示す特徴量を算出し、この特徴量の時系列データに基づいて被験者の脈拍の情報を生成する。具体的には、脈拍計測部４は、特徴量の時系列データを解析し、輝度変化における周期性に基づき被験者の脈拍の情報を生成する。

実施例１では、特定領域は、図３（Ｄ）の斜線部に示すように、第２変換画像データにおける領域（Ｘ１４，Ｙ１２）内の中央部にある横２０ピクセル×縦２０ピクセルの領域（輝度検出領域）とする。脈拍計測部４は、時系列の６４枚の第２変換画像データの各々について、輝度検出領域の画素の輝度の平均値を算出し、その時間変化を解析する。

[0025] 図４は、６４枚の第２変換画像データの各々の輝度検出領域の画素の輝度の平均値を時系列に沿ってプロットしたグラフである。図示するように、輝度の平均値は周期的に変化しており、これが脈拍の周期を表している。脈拍計測部４は、この輝度の平均値の変動周期を求める。例えば、図４の例では、脈拍計測部４は、輝度の平均値が３３．２以上におけるピークと、輝度の平均値が３２．１以下におけるアンダーピークと、を検出し、ピークとアンダーピークの組み合わせに基づき変動周期を算出する。そして、脈拍計測部４は、輝度の平均値の変動周期から脈拍数を算出する。脈拍数とは単位時間当たりの脈動の回数である。図４の例では、ピークが８個、アンダーピークが８個あるので、画像取得期間の１０．７秒間に８回脈拍があったことになる。従って、脈拍計測部４は、被験者の脈拍数は４５回／分と算出する。脈拍計測部４は、脈拍の情報として、脈拍数以外にも、振幅（脈動の強さ）、脈拍のグラフ（図４に示すようなグラフ）、不整脈の有無などを生成してもよい。

[0026] なお、ピークとアンダーピークを求めるための輝度平均値の閾値は、予め定められた固定値でも良いし、時系列の輝度のデータに対し適応的に設定しても良い。例えば、時系列の輝度のデータの中央値±Δνを閾値としても良い。また、例えばフーリエ解析を用いて変動周期を求めても良い。この場合、１次元データに対するフーリエ解析であるため、計算量の増大の影響は少なく、より精度良く変動周期を求めることができる。

[0027] また、上記の説明では、輝度検出領域は第２変換画像データにおける領域（Ｘ１４，Ｙ１２）内に設定するとしたが、第２変換画像データにおける領域（Ｘ１４，Ｙ１４）内に設定しても良いし、領域（Ｘ１２，Ｙ１４）内に設定しても良い。これらの領域のうち、より輝度の変化が明瞭に現れている領域に輝度検出領域を設定するようにしても良い。これらの領域のデータは、元の撮影画像データにおける輝度変化を強調したデータであり、脈動に伴う被験者の体表の反射光の変化、すなわち輝度勾配の空間分布の変化が強調されたデータである。２回のウェーブレット変換により得られた各領域の画像は、輝度の空間分布の変化率（２階微分）に相当する特徴を示す。よって、第２変換画像データにおける輝度検出領域の輝度平均値の時系列変動には、被験者の脈動に対応する特徴が現れる。この時間変動を解析することにより、被験者の脈拍を算出することができる。

[0028] この画像データを用いた脈拍計測方法では、フーリエ変換に比べて計算量が少ないウェーブレット変換を用いた画像処理を行っているので、フーリエ変換を用いた脈拍計測方法と比較して大幅に処理速度を向上させることができる。また、上述のように、第２変換画像データの部分領域である領域（Ｘ１４，Ｙ１２）内の輝度に基づき脈拍算出を行う。上記の例ではさらにその部分領域内の部分領域である輝度検出領域内の画素の輝度に基づき脈拍算出を行う。従って、計算コストが低く、軽い処理で画像に基づく脈拍計測を実現できる。また、実施例１の脈拍計測装置６では、一般的なカメラで撮影して得られた一般的な画像データを用いて脈拍計測が可能であるため、特殊なカメラを必要としない。従って、例えばスマートフォンやデジタルカメラ等

、一般的な撮像素子を有するデバイスに実施例１の処理を行うプログラムをインストールするだけで、脈拍計測のための専用装置を用いなくても画像に基づく脈拍計測が可能となる。また、計算コストが低く、処理スピードが速いため、計算資源の乏しい装置でも実用的に動作させることが可能である。また、低コストかつ小型に実装することが可能である。

[0029] 上記の説明では輝度検出領域の輝度の平均値を時系列にプロットしたが、輝度検出領域をある閾値を用いて黒画素と白画素に２値化し、白画素の数をカウントして時系列にプロットする方法も用いることができる。

[0030] なお、ウェーブレット変換の回数は、上記のように３回以上であってもよい。ウェーブレット変換の回数は、例えば、撮影画像データの画素数や、撮影画像データにより撮影される空間のスケールに応じて、変換画像データに輝度変化が最も現れやすいウェーブレット変換の回数は変わると考えられる。最適な回数は実験等により求めて脈拍計測装置に記憶させておくようにしても良いし、ユーザが任意に設定できるようにしても良い。また、ウェーブレット変換の回数によって、どの成分の画像データを後段のウェーブレット変換に用いるか変更しても良い。例えば、上述した２回の場合、第１変換画像データのＨＬ／ＬＨ／ＨＨ成分に対し２回目のウェーブレット変換を行い、得られた第２変換画像データのＨＬ／ＬＨ／ＨＨ成分を脈拍算出に用いた。３回行う場合、第１変換画像データのＬＬ成分に対し２回目のウェーブレット変換を行い、得られた第２変換画像データのＨＬ／ＬＨ／ＨＨ成分に対し３回目のウェーブレット変換を行い、得られた第３変換画像データのＨＬ／ＬＨ／ＨＨ成分を脈拍算出に用いるということが考えられる。４回行う場合、第１変換画像データのＬＬ成分に対し２回目のウェーブレット変換を行い、得られた第２変換画像データのＬＬ成分に対し３回目のウェーブレット変換を行い、得られた第３変換画像データのＨＬ／ＬＨ／ＨＨ成分に対し４回目のウェーブレット変換を行い、得られた第４変換画像データのＨＬ／ＬＨ／ＨＨ成分を脈拍算出に用いるということが考えられる。

[0031] 信号出力部５は、脈拍計測部４が算出した脈拍の情報を外部へ出力する。

脈拍の情報は、例えばテキストデータとして出力しても良いし、ＬＣＤ（Liquid Crystal Display）等の不図示の表示デバイスに数値データ又は数値を表示する画像データとして出力しても良い。また、信号出力部５は、画像蓄積部２から時系列の画像データを取得し、動画像データに再構成して出力しても良い。

[0032] 図２は、以上説明した実施例１の脈拍計測装置による処理の流れを示すフローチャートである。

処理がスタートすると、ステップＳ１において、解析フレーム数（Ｎ）が設定される。解析フレーム数は、時系列の画像データとして撮像部１から取得するフレーム数であり、上記の例では６４である。解析フレーム数は予め定められた固定値でも良いし、不図示の入力装置（キーボードやタッチパネル等）を用いてユーザに設定値を入力させることにより設定されるようにしても良い。

[0033] ステップＳ２において、撮像部１は撮像を行い、画像蓄積部２は撮影画像データを取得する。撮像画像データには撮像画像ナンバーＸを付与して管理する。撮像画像ナンバーＸは撮像を行う毎に１ずつインクリメントされる。画像蓄積部２は撮影画像データを画像処理部３へ出力する。

[0034] ステップＳ３において、画像処理部３は撮影画像データに対し２回ウェーブレット変換を行い、第２変換画像データを脈拍計測部４へ出力する。

[0035] ステップＳ４において、脈拍計測部４は第２変換画像データの特定領域（Ｘ１４，Ｙ１２）内の輝度検出領域のデータを抽出し、ステップＳ５において輝度検出領域の輝度の平均値を算出して結果を保存する。

[0036] ステップＳ６において、撮像画像ナンバーＸが解析フレーム数Ｎ以下であるか判定され、Ｘ＞Ｎとなるまでステップ２～ステップＳ５の処理が繰り返される。Ｘ＞Ｎとなると、処理はステップＳ７に進む。

[0037] ステップＳ７において、脈拍計測部４は解析フレーム数Ｎの時系列の複数の輝度の平均値に基づき、輝度の平均値の時間変動を解析する。具体的には、脈拍計測部４は、ステップＳ８において輝度の平均値のピークとアンダー

ピークを検出して変動周期を算出し、その変動周期に基づきステップＳ９において脈拍数を算出する。

[0038] なお、図２のフローチャートでは、１フレームの撮像が行われるたびに輝度の平均値の算出までの処理を行うような流れとしているが、まず、解析フレーム数分の撮像を行って全フレームの画像データを画像蓄積部２に蓄積しても良い。その場合、画像処理部３及び脈拍計測部４は、撮影自体は完了している状態で、画像蓄積部２から１フレームずつ処理対象の撮像画像データを取得してウェーブレット変換及び輝度の平均値の算出を行う流れとなる。撮像部１を有せず、例えば外部で予め撮像により得られた撮影データをネットワークや可搬記録媒体等から取得して、その画像をもとに脈拍計測を行う場合にも、ステップＳ２の撮像の処理が完了してからウェーブレット変換及び輝度の平均値の算出を行う場合と同様の流れとなる。また実施例１では、撮像部１から出力される撮像画像データをそのまま脈拍計測に利用しているが、例えば、皮膚などの被写体が画像の一部だけに写っている場合には、撮像画像データの一部（被写体が写っている部分）を切り出して、ステップＳ３以降の処理を行ってもよい。さらに、撮像画像データに対し、解像度変換、輝度調整、ノイズ除去などの前処理を施してもよい。

[0039] 上記の実施例１では、被験者の皮膚を撮影して得られた撮影画像データを用いて、処理負荷の軽い画像処理により脈拍を計測する方法を説明した。これは、血流の変化に伴う皮膚の光の反射の態様の時間変動をウェーブレット変換により強調して、検出するものである。しかし、本発明は、微小な時間変動をウェーブレット変換により強調して、画像処理により当該時間変動を検出する技術であるため、脈動に伴う身体の一部の揺動を画像から検出することも可能である。例えば、心臓が動脈へ血液を送り出す力で被験者の頭部は微小に揺れるため、被験者の頭部の一部又は全体を撮像して得られた撮影画像データに対し、ウェーブレット変換を複数回行うことにより、頭部の微小な揺れを強調し、その時間変動を検出することで脈拍を算出することもできる。また、動脈の血流により微小に揺れる身体の部位であれば、頭髪や腕

など、皮膚以外の部位を撮像して得られた撮影画像データに対し、ウェーブレット変換を複数回行うことにより、それらの部位の微小な時間変動を検出し、脈拍を算出することもできる。なお、ウェーブレット変換の回数は、このように身体のどの部位を撮影した撮影画像データを用いて脈拍を計測するかによって最適な回数が変わることも考えられる。

符号の説明

[0040] １：撮像部

２：画像蓄積部（画像取得部）

３：画像処理部

４：脈拍計測部

５：信号出力部

６：脈拍計測装置

請求の範囲

[請求項1] 生体を撮影して得られた時系列の複数の撮影画像データを取得する画像取得部と、

前記複数の撮影画像データの各々に対し、高解像度成分と低解像度成分に分解する多重解像度解析を複数回行って、前記複数の撮影画像データに対応する複数の変換画像データを生成する画像処理部と、

前記複数の変換画像データの各々における所定の領域の輝度を示す特徴量を算出し、前記特徴量の時系列データを解析して特徴量の変動周期を算出し、前記特徴量の変動周期に基づき前記生体の脈拍を算出する脈拍計測部と、

を有する脈拍計測装置。

[請求項2] 前記画像処理部は、多重解像度解析により分解された高解像度成分及び低解像度成分の各々の領域に対し再び多重解像度解析を行うことにより、複数回の多重解像度解析を行う請求項１に記載の脈拍計測装置。

[請求項3] 前記脈拍計測部は、多重解像度解析により生成された高解像度成分に対しさらに多重解像度解析を行って生成された高解像度成分の領域を前記所定の領域とする請求項２に記載の脈拍計測装置。

[請求項4] 前記脈拍計測部は、多重解像度解析により生成された高解像度成分に対しさらに多重解像度解析を行って生成された高解像度成分の領域内の一部の領域を前記所定の領域とする請求項２に記載の脈拍計測装置。

[請求項5] 前記脈拍計測部は、前記所定の領域内に含まれる画素の輝度値の平均値を前記特徴量として算出する請求項１～４のいずれか１項に記載の脈拍計測装置。

[請求項6] 前記脈拍計測部は、第１の閾値以上の特徴量のうちからピークを検出するとともに、第２の閾値以下の特徴量のうちからアンダーピークを検出し、検出したピーク及びアンダーピークに基づき、特徴量の変

動周期を算出する請求項１～５のいずれか１項に記載の脈拍計測装置。

[請求項7] 前記脈拍計測部は、前記時系列データに対しフーリエ解析を行うことにより特徴量の変動周期を算出する請求項１～５のいずれか１項に記載の脈拍計測装置。

[請求項8] 生体を撮影して得られた時系列の複数の撮影画像データを取得する取得工程と、

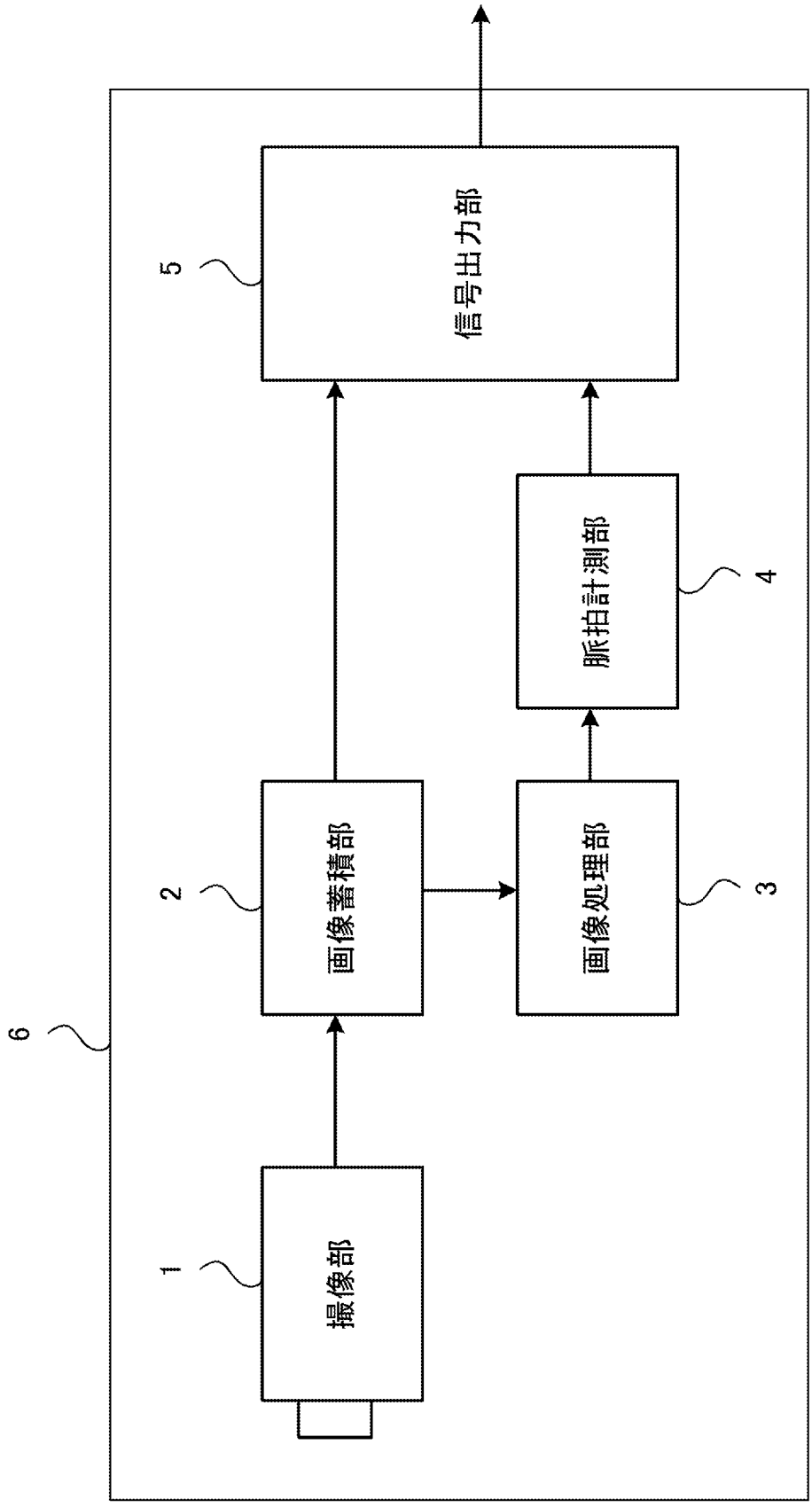
前記複数の撮影画像データの各々に対し、高解像度成分と低解像度成分に分解する多重解像度解析を複数回行って、前記複数の撮影画像データに対応する複数の変換画像データを生成する変換工程と、

前記複数の変換画像データの各々における所定の領域の輝度を示す特徴量を算出し、前記特徴量の時系列データを解析して特徴量の変動周期を算出し、前記特徴量の変動周期に基づき前記生体の脈拍を算出する工程と、

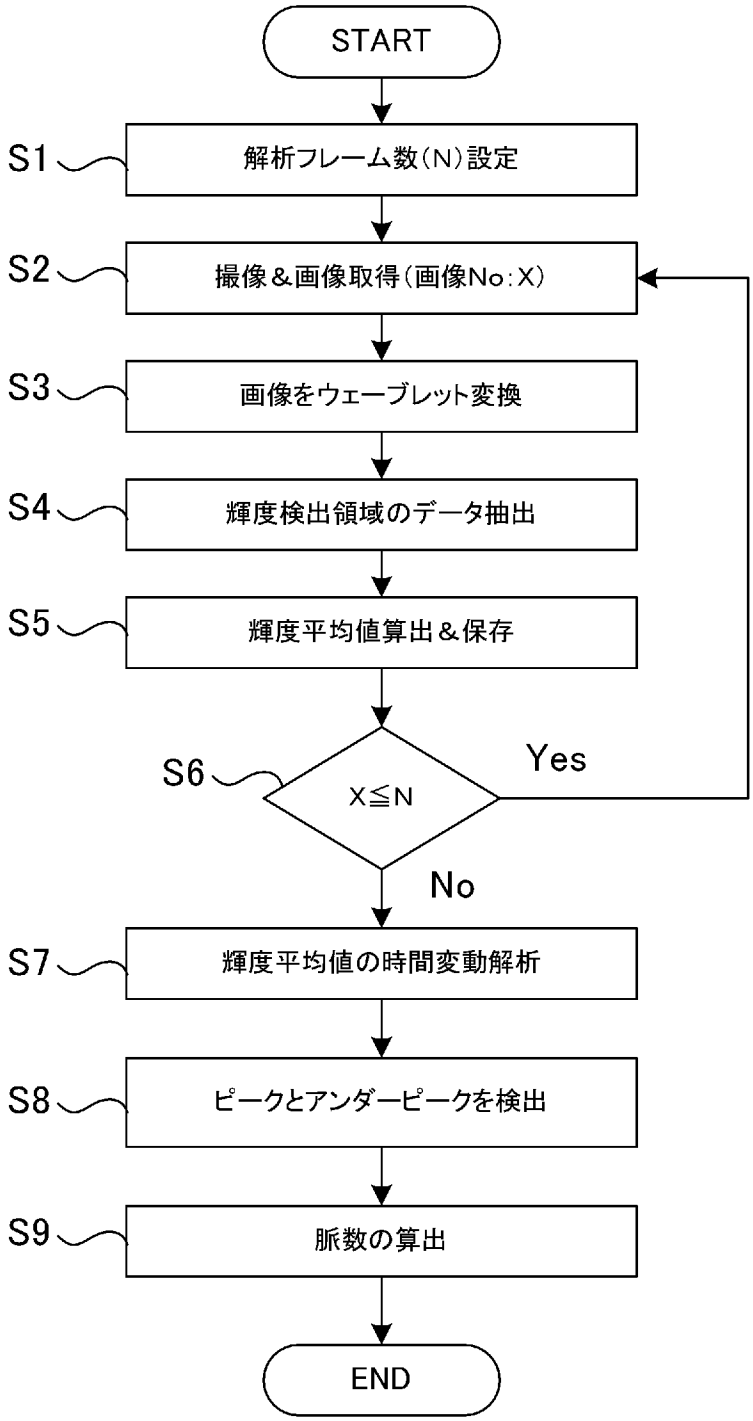
を有する脈拍計測装置の制御方法。

[請求項9] 請求項８に記載の脈拍計測装置の制御方法の各工程をコンピュータに実行させるためのプログラム。

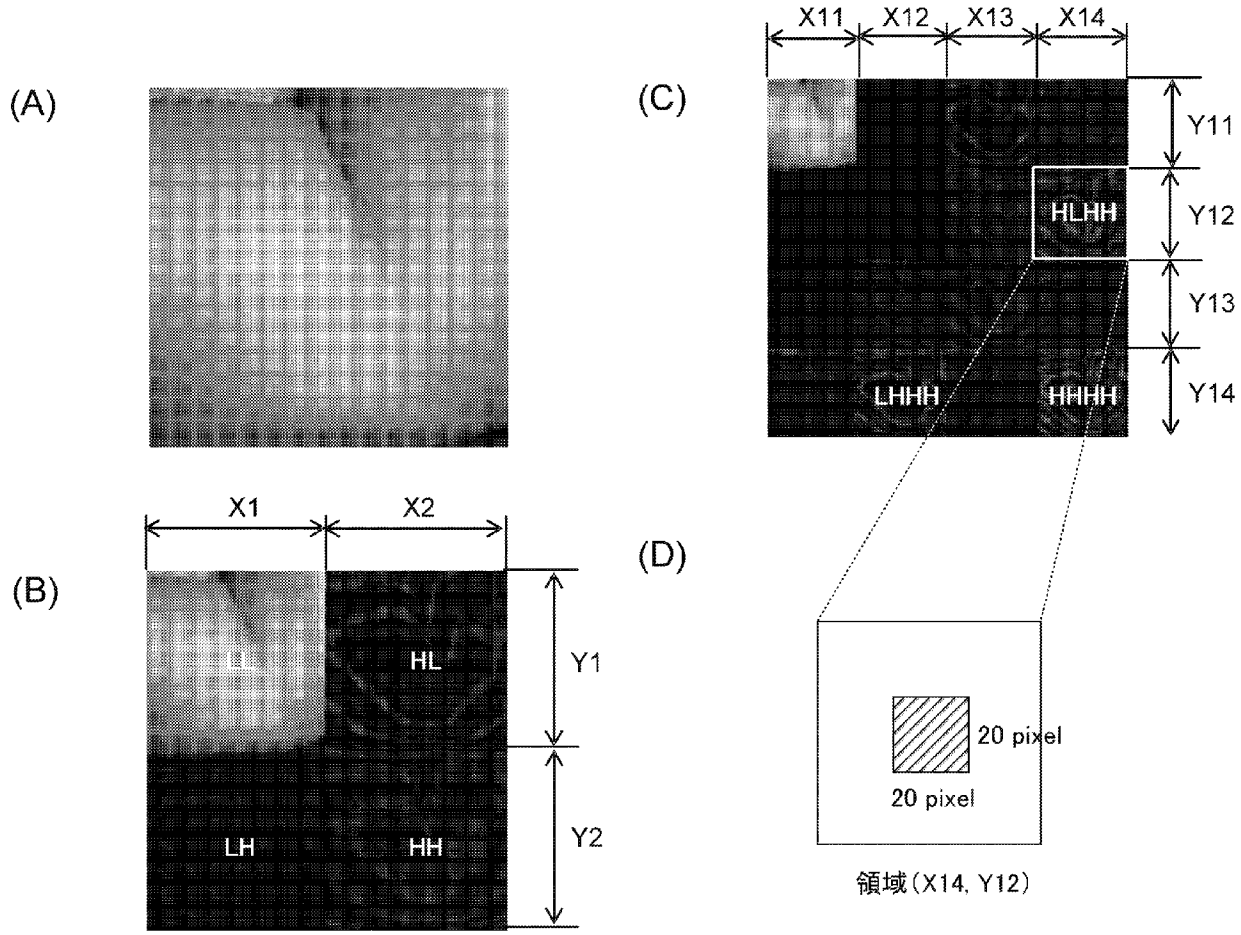
[図1]



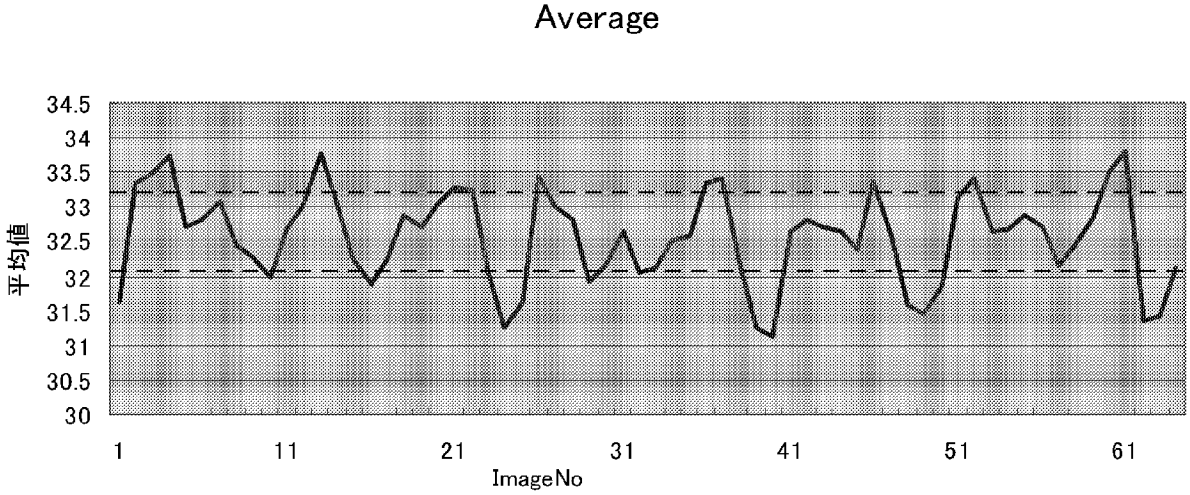
[図2]


START
S1
解析フレーム数(N)設定
S2
撮像＆画像取得(画像No:X)
S3
画像をウェーブレット変換
S4
輝度検出領域のデータ抽出
S5
輝度平均値算出＆保存
S6
X≦N
Yes
No
S7
輝度平均値の時間変動解析
S8
ピークとアンダーピークを検出
S9
脈数の算出
END

[図3]


(A)
(B)
X1
X2
LL
HL
LH
HH
Y1
Y2
(C)
X11
X12
X13
X14
Y11
Y12
Y13
Y14
HLHH
LHHH
HHHH
(D)
20 pixel
20 pixel
領域(X14, Y12)

[図4]


Average
34.5
34
33.5
33
32.5
32
31.5
31
30.5
30
平均値
1
11
21
31
41
51
61
ImageNo

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2015/086390

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B5/0245(2006.01)i

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)
A61B5/0245

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2016 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2016

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2008/0045847 A1 (FARAG et al.), 21 February 2008 (21.02.2008), & US 2013/0109976 A1	1-9
A	CHEKMENEV et al., Multiresolution Approach for Non-Contact Measurements of Arterial Pulse using Thermal Imaging, Proceedings of the 2006 Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshop (CVPRW'06), 2006.06, p.129-137	1-9
A	JP 2010-264095 A (Nissan Motor Co., Ltd.), 25 November 2010 (25.11.2010), (Family: none)	1-9

☒ 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	Date of mailing of the international search report
22 March 2016 (22.03.16)	29 March 2016 (29.03.16)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3,Kasumigaseki,Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915,Japan	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2015/086390

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	Shoichiro TOMII, "Heartbeat Detection by Using Doppler Radar with Wavelet Transform Based on Scale Factor Learning", IEICE Technical Report, 16 April 2014 (16.04.2014)(received date), vol.113, no.456	1-9

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１５／０８６３９０

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B5/0245(2006.01)i

Ｂ．　調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B5/0245

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０１６年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１６年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１６年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

Ｃ．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
A	US 2008/0045847 A1 (FARAG et al.) 2008.02.21, & US 2013/0109976 A1	1-9
A	CHEKMENEV et al., Multiresolution Approach for Non-Contact Measurements of Arterial Pulse using Thermal Imaging, Proceedings of the 2006 Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshop (CVPRW'06), 2006.06, p.129-137	1-9

☑　Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。　　☐　パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊　引用文献のカテゴリー
「Ａ」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「Ｅ」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「Ｌ」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「Ｏ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「Ｐ」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献
「Ｔ」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「Ｘ」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Ｙ」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「＆」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日	国際調査報告の発送日
２２．０３．２０１６	２９．０３．２０１６

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）
郵便番号１００－８９１５
東京都千代田区霞が関三丁目４番３号

特許庁審査官（権限のある職員）　２Ｑ　３０１１
多田　達也
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

C（続き）．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
A	JP 2010-264095 A（日産自動車株式会社）2010.11.25,（ファミリーなし）	1-9
A	冨井　翔一朗　Shoichiro　TOMII, ウェーブレット変換におけるスケールファクタの学習を用いたドップラーレーダによる心拍検出 Heartbeat Detection by Using Doppler Radar with Wavelet Transform Based on Scale Factor Learning, 電子情報通信学会技術研究報告　Ｖｏｌ．１１３　Ｎｏ．４５６　IEICE Technical Report, 2014.04.16（受入日）, 第113巻	1-9