

(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2016-202892
(P2016-202892A)

(43) 公開日 平成28年12月8日(2016.12.8)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/022 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 6 3 4 F	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/02 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 1 0 H	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 0 1 A	

審査請求 未請求 請求項の数 23 O L 外国語出願 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2016-54788 (P2016-54788)
 (22) 出願日 平成28年3月18日 (2016. 3. 18)
 (31) 優先権主張番号 1684/MUM/2015
 (32) 優先日 平成27年4月27日 (2015. 4. 27)
 (33) 優先権主張国 インド (IN)

(71) 出願人 510337621
 タタ コンサルタンシー サービスズ リミテッド
 TATA Consultancy Services Limited
 インド国 マハーラシュトラ、ムンバイ 400021、ナリマン ポイント、ナーマル ビルディング 9階
 Nirmal Building, 9th Floor, Nariman Point, Mumbai 400021, Maharashtra, India.

(74) 代理人 100083806
 弁理士 三好 秀和

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光電式容積脈波信号のノイズ除去方法とシステム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 光電式容積脈波信号のノイズ除去の方法及びシステムを提供する。

【解決手段】 ユーザの血圧を推定する光電式容積脈波信号のノイズ除去の方法及びシステムにおいて、光電式容積脈波信号がユーザから抽出され、抽出された光電式容積脈波信号がアップサンプリングされ、アップサンプリングされた光電式容積脈波信号がフィルタリングされ、アップサンプリングかつフィルタリングされた光電式容積脈波信号から各サイクルの不均一な基線変動が除去され、光電式容積脈波信号の外れ値サイクルが除去されて当該光電式容積脈波信号の残りのサイクルがモデル化され、当初に抽出かつモデル化された光電式容積脈波信号から時間領域の特徴が抽出されてユーザの血圧が推定される。

【選択図】 図 1

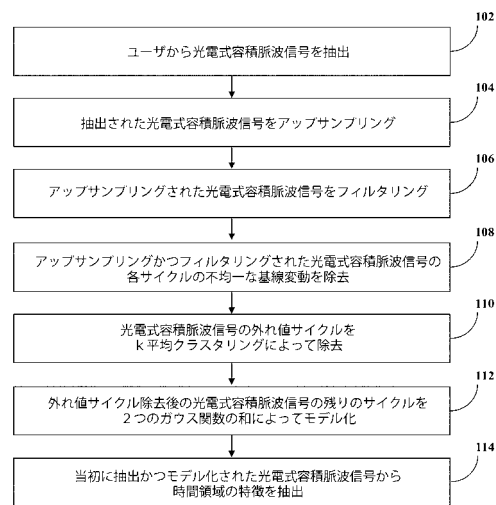


Figure 1

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ユーザの血圧 (BP) を推定する光電式容積脈波 (PPG) 信号のノイズ除去のための、プロセッサに実装された方法であって、

a. 一以上のハードウェアプロセッサにより、携帯通信機器 (204) に結合された撮像デバイス (202) を使用して前記ユーザから光電式容積脈波信号を抽出することと、
 b. 一以上のハードウェアプロセッサにより、前記抽出された光電式容積脈波信号を、アップサンプリングモジュール (206) を使用してアップサンプリングすることと、
 c. 一以上のハードウェアプロセッサにより、前記アップサンプリングされた光電式容積脈波信号を、フィルタリングモジュール (208) を使用してフィルタリングすることと

d. 一以上のハードウェアプロセッサにより、前記アップサンプリングかつフィルタリングされた光電式容積脈波信号の各サイクルの不均一な基線変動を、基線変動除去モジュール (210) を使用して除去することと、

e. 一以上のハードウェアプロセッサにより、光電式容積脈波信号の外れ値サイクルを、外れ値除去モジュール (212) を使用して k 平均クラスタリングによって除去することと、

f. 一以上のハードウェアプロセッサにより、外れ値サイクル除去後の光電式容積脈波信号の残りのサイクルを、信号モデル化モジュール (214) を使用して 2 つのガウス関数の和によってモデル化することと、

g. 一以上のハードウェアプロセッサにより、当初に抽出かつモデル化された光電式容積脈波信号から、時間領域の特徴を、特徴抽出モジュール (216) を使用して抽出し、前記ユーザの血圧を推定することと

を含む方法。

【請求項 2】

前記光電式容積脈波信号は、指、耳、つま先及び前頭を含む群から選択されたユーザの末梢身体部分から抽出される請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記光電式容積脈波信号は、前記携帯通信機器に結合された撮像デバイスに取り付けられた発光源を使用して前記ユーザから抽出される請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記光電式容積脈波信号は、携帯通信機器に結合された撮像デバイスを使用して、キャプチャビデオの $Y C_B C_R$ 色空間の Y 領域において抽出される請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記携帯通信機器に結合された撮像デバイスは、光電式容積脈波信号を 30 fps のビデオストリームとして抽出する請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記光電式容積脈波信号は、第 n フレームの光電式容積脈波の信号値が前記第 n フレームの Y 成分の平均値によって代表される時系列データとして抽出される請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記抽出された光電式容積脈波信号は、線形補間を使用してアップサンプリングされる請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

前記アップサンプリングされた光電式容積脈波信号は、そのゼロ平均へとシフトされ、0.5 Hz 及び 5 Hz のカットオフ周波数を有する 4 次バターワース帯域通過フィルタに適用される請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

前記アップサンプリングかつフィルタリングされた光電式容積脈波信号の、長さ k の各サイクル (F) の不均一な基線変動が、長さ k の直線セグメントを形成する第 2 ベクトル T

10

20

30

40

50

を構築することによって除去され、

前記直線セグメントは、前記第2ベクトル T の端点が、線形回帰を使用して構築された前記端点間の $k - 2$ 個の等間隔点に沿った各サイクル F の端点と同じであり、

ベクトル $F^1 = F - T$ が、ゼロ基線を有する修正サイクルを代表する請求項1に記載の方法。

【請求項10】

前記光電式容積脈波信号の外れ値サイクルは、

前記光電式容積脈波信号の各サイクルを等しいサイズの複数の矩形重なり窓に分割することと、

前記複数の矩形重なり窓の基本周波数を特定することと、

理想的な時間周期からの絶対差を計算することと、

前記理想的な時間周期の高値を、誤って検出されたサイクルとして示すことと、

誤って検出された外れ値を、 k 平均クラスタリングを使用して除去することと

によって除去される請求項1に記載の方法。

10

【請求項11】

収縮期時間と、拡張期時間と、パルス高の33% (B_{33})、75% (B_{75})におけるパルス幅と、ガウスRMS幅を伴う当初信号の合計パルス幅と、フィッティングされたガウス曲線の C_1 、 C_2 と、モードパラメータ b_1 及び b_2 とを含む時間領域の特徴が、当初に抽出かつモデル化された光電式容積脈波信号から機械学習技術を使用して抽出され、前記ユーザの血圧が推定される請求項1に記載の方法。

20

【請求項12】

ユーザの血圧 (BP) を推定する光電式容積脈波 (PPG) 信号のノイズ除去のシステムであって、

a. 携帯通信機器に結合された撮像デバイスであって、前記ユーザから光電式容積脈波信号を抽出するべく適合された撮像デバイスと、

b. 前記抽出された光電式容積脈波信号をアップサンプリングするべく適合されたアップサンプリングモジュールと、

c. 前記アップサンプリングされた光電式容積脈波信号をフィルタリングするべく適合されたフィルタリングモジュールと、

d. 前記アップサンプリングかつフィルタリングされた光電式容積脈波信号の各サイクルの不均一な基線変動を除去するべく適合された基線変動除去モジュールと、

e. 前記光電式容積脈波信号の外れ値サイクルを k 平均クラスタリングによって除去するべく適合された外れ値除去モジュールと、

f. 外れ値サイクル除去後の光電式容積脈波信号の残りのサイクルを2つのガウス関数の和によってモデル化するべく適合された信号モデル化モジュールと、

g. 当初に抽出かつモデル化された光電式容積脈波信号から時間領域の特徴を抽出して前記ユーザの血圧を推定するべく適合された特徴抽出モジュールと

を含むシステム。

30

【請求項13】

前記携帯通信機器に結合された撮像デバイスは、指、耳、つま先及び前頭を含む群から選択されたユーザの末梢身体部分から光電式容積脈波信号を抽出するべく適合される請求項12に記載のシステム。

40

【請求項14】

前記携帯通信機器に結合された撮像デバイスは、光電式容積脈波信号を抽出するための発光源を有する請求項12に記載のシステム。

【請求項15】

前記携帯通信機器に結合された撮像デバイスは、キャプチャビデオの $Y C_B C_R$ 色空間の Y 領域において前記光電式容積脈波信号を抽出する請求項12に記載のシステム。

【請求項16】

前記携帯通信機器に結合された撮像デバイスは、30 fpsのビデオストリームとして光

50

電式容積脈波信号を抽出する請求項 1 2 に記載のシステム。

【請求項 1 7】

前記光電式容積脈波信号は、第 n フレームの光電式容積脈波の信号値が前記第 n フレームの Y 成分の平均値によって代表される時系列データとして抽出される請求項 1 2 に記載のシステム。

【請求項 1 8】

前記抽出された光電式容積脈波信号は、線形補間を使用してアップサンプリングされる請求項 1 2 に記載のシステム。

【請求項 1 9】

前記アップサンプリングされた光電式容積脈波信号は、そのゼロ平均へとシフトされ、 0.5 Hz 及び 5 Hz のカットオフ周波数を有する 4 次バターワース帯域通過フィルタに適用される請求項 1 2 に記載のシステム。

10

【請求項 2 0】

前記アップサンプリングかつフィルタリングされた光電式容積脈波信号の、長さ k の各サイクル (F) の不均一な基線変動が、長さ k の直線セグメントを形成する第 2 ベクトル T を構築することによって除去され、

前記直線セグメントは、前記第 2 ベクトル T の端点が、線形回帰を使用して構築された前記端点間の $k - 2$ 個の等間隔点に沿った各サイクル F の端点と同じであり、

ベクトル $F^1 = F - T$ が、ゼロ基線を有する修正サイクルを代表する請求項 1 2 に記載のシステム。

20

【請求項 2 1】

前記光電式容積脈波信号の外れ値サイクルは、

前記光電式容積脈波信号の各サイクルを等しいサイズの複数の矩形重なり窓に分割することと、

前記複数の矩形重なり窓の基本周波数を特定することと、

理想的な時間周期からの絶対差を計算することと、

前記理想的な時間周期の高値を、誤って検出されたサイクルとして示すことと、

誤って検出された外れ値を、 k 平均クラスタリングを使用して除去することと

によって除去される請求項 1 2 に記載のシステム。

【請求項 2 2】

収縮期時間と、拡張期時間と、パルス高の 33% (B_{33})、 75% (B_{75}) におけるパルス幅と、ガウス RMS 幅を伴う当初信号の合計パルス幅と、フィッティングされたガウス曲線の C_1 、 C_2 と、モードパラメータ b_1 及び b_2 とを含む時間領域の特徴が、当初に抽出かつモデル化された光電式容積脈波信号から機械学習技術を使用して抽出され、前記ユーザの血圧が推定される請求項 1 2 に記載のシステム。

30

【請求項 2 3】

非一時的コンピュータ可読媒体であって、

a. 携帯通信機器に結合された撮像デバイスを使用して光電式容積脈波信号を前記ユーザから抽出することと、

b. 前記抽出された光電式容積脈波信号を、アップサンプリングモジュールを使用してアップサンプリングすることと、

c. 前記アップサンプリングされた光電式容積脈波信号を、フィルタリングモジュールを使用してフィルタリングすることと、

d. 前記アップサンプリングかつフィルタリングされた光電式容積脈波信号の各サイクルの不均一な基線変動を、基線変動除去モジュールを使用して除去することと、

e. 前記光電式容積脈波信号の外れ値サイクルを、外れ値除去モジュールを使用して k 平均クラスタリングによって除去することと、

f. 外れ値サイクル除去後の光電式容積脈波信号の残りのサイクルを、信号モデル化モジュールを使用して 2 つのガウス関数の和によってモデル化することと、

g. 当初に抽出かつモデル化された光電式容積脈波信号から時間領域の特徴を、特徴抽出

40

50

モジュールを使用して抽出し、前記ユーザの血圧を推定することとを含む方法を実行するコンピュータプログラムが具体化された非一時的コンピュータ可読媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本願は一般に生体信号処理に関し、詳しくは、携帯通信機器を使用してキャプチャされた光電式容積脈波（フォトプレスチモグラム（PPG））信号のノイズ除去の方法及びシステムに関する。

10

【0002】

優先権の主張

本特許出願は、2015年4月27日出願のインド国出願第1684/MUM/2015号の優先権を主張する。上記出願の内容すべてがここに参照として組み入れられる。

【背景技術】

【0003】

近年、通信技術の急激な成長が世界中に起こっている。その結果、手動による人間の労力が、通信デバイスによって大幅に置換され始めている。特に、スマートフォンのような通信デバイス及びこれに埋め込まれた生理学的検知アプリケーションは、先進国及び発展途上国双方において急速に人気を得つつある。スマートフォンに基づく生理学的検知アプリケーションは、高齢者及び若年成人双方に対し、多数の生理学的に重要な情報を自宅で定期的に監視して専用臨床デバイスを所有することなしに表示的かつ予防的な測定を行う機会を与える。

20

【0004】

様々な生理学的検知アプリケーションをサポートするべく、近年のスマートフォンには、加速度計、マイクロフォン及びカメラのような複数の組み込み検知器が装備されている。加速度計及びマイクロフォンが、呼吸数及び心拍数のような所定の生理学的パラメータを測定するべく使用することができる一方、スマートフォンカメラは、毛細血管中の瞬間血流を測定する非侵襲的技術であるフォトプレスチモグラフィを使用して、いくつかの重要な情報を推定するべく利用することができる。わかることだが、毛細血管の血流は、心臓収縮期に増加し、心臓拡張期に減少する。すなわち、人の光電式容積脈波（PPG）信号は本質的に周期的であり、その基本周波数が心拍数を示す。光電式容積脈波（PPG）はさらに、心拍数、血圧、呼吸数、血中酸素飽和度、及び所定のECGパラメータを含むいくつかの生理学的に重要な情報を測定するべく使用される。

30

【0005】

先行技術文献は、収縮期（ P_s ）及び拡張期（ P_d ）の血圧を光電式容積脈波から推定する様々なソリューションを例示する。先行技術文献のいくつかは、脈拍遷移時間を測定して血圧を推定するべく、PPGとECG信号との組み合わせを使用する。他のアプローチでは、この目的を果たすべく、マイクロフォンを使用して同期された光電式容積脈波信号を使用することもできる。気づくべき重要なことは、先行技術文献のいくつかは、機械学習技術を使用して P_s 及び P_d を推定するべく一セットの時間領域光電式容積脈波の特徴を提案していることであり、血圧を推定する間接的なアプローチが、光電式容積脈波の特徴を使用してウィンドケッセルモデルのR及びCパラメータを介したものとなり得る。

40

【0006】

光電式容積脈波によって血圧を測定するべく使用される既存のソリューションの大半は、クリーンかつノイズなしの光電式容積脈波信号に適用される場合にのみ用いることができる。しかしながら、このようなソリューションは、光電式容積脈波信号がスマートフォンのような通信デバイスを使用してキャプチャされる場合に、実用的な制約を示す。スマートフォンは典型的に、ビデオを30fpsでキャプチャするので、抽出された光電式容積脈波信号の、100Hz以上の臨床デバイスと比べて30Hzという極めて低いサンブ

50

リングレートを与える。それに加え、スマートフォンを使用して光電式容積脈波信号をキャプチャしている間の周囲光もまた、信号品質に影響する。小さな指の動き又は指圧力の変動さえも、光電式容積脈波信号品質に大きく影響し得るので、時間領域の信号が脆弱かつ非信頼的となる。すなわち、スマートフォンを使用してキャプチャされた光電式容積脈波信号は、本質的にノイズが多い。周波数領域分析による心拍数決定に使用されることは成功してきたが、血圧のようなさらに間接的なマーカーは、信号が実質的にクリーンでなければならない時間領域分析を必要とする。既存の先行技術ソリューションは、キャプチャされた光電式容積脈波信号のノイズ除去フィルタの使用を例示するが、これは、詳細なノイズ除去にとって十分とはいえず、不要な周波数を除去することができない。それどころか、このようなフィルタリングは、血圧のような重要な情報を推定するには十分ではない。

10

【0007】

したがって、上述の背景技術に鑑み、ユーザの血圧を推定する光電式容積脈波信号のノイズ除去の方法及びシステムが望まれている。

【発明の概要】**【0008】**

本開示の複数の実施形態によって本技術的改善が、本発明者が認識する従来型システムにおける上述の技術的課題の一以上に対するソリューションとして提示される。例えば、一実施形態における、ユーザの血圧を推定する光電式容積脈波信号のノイズ除去の方法である。方法は、ユーザから光電式容積脈波信号を抽出することと、抽出された光電式容積脈波信号をアップサンプリングすることとを含む。さらに、方法は、アップサンプリングされた光電式容積脈波信号をフィルタリングすることと、その後、アップサンプリングかつフィルタリングされた光電式容積脈波信号の各サイクルの不均一な基線変動を除去することとを含む。引き続き方法は、光電式容積脈波信号の外れ値サイクルを k 平均クラスタリングによって除去することと、外れ値サイクル除去後の光電式容積脈波信号の残りのサイクルを2つのガウス関数の和によってモデル化することと、その後、当初に抽出かつモデル化された光電式容積脈波信号から時間領域の特徴を抽出してユーザの血圧を推定することとを含む。

20

【0009】

他実施形態において、ユーザの血圧を推定する光電式容積脈波信号のノイズ除去のシステムが与えられる。システムは、携帯通信機器に結合された撮像デバイス、アップサンプリングモジュール、フィルタリングモジュール、基線変動除去モジュール、外れ値除去モジュール、信号モデル化モジュール、及び特徴抽出モジュールからなる。

30

【0010】

さらに他の実施形態において、ユーザの血圧を推定する光電式容積脈波信号のノイズ除去の方法を実行するコンピュータプログラムが具体化された非一時的コンピュータ可読媒体が与えられる。方法は、ユーザから光電式容積脈波信号を抽出することと、抽出された光電式容積脈波信号をアップサンプリングすることとを含む。さらに、方法は、アップサンプリングされた光電式容積脈波信号をフィルタリングすることと、その後、アップサンプリングかつフィルタリングされた光電式容積脈波信号の各サイクルの不均一な基線変動を除去することとを含む。引き続き方法は、光電式容積脈波信号の外れ値サイクルを k 平均クラスタリングによって除去することと、外れ値サイクル除去後の光電式容積脈波信号の残りのサイクルを2つのガウス関数の和によってモデル化することと、その後、当初に抽出かつモデル化された光電式容積脈波信号から時間領域の特徴を抽出してユーザの血圧を推定することとを含む。

40

【0011】

理解すべきことだが、上述の一般的な説明及び以下の詳細な説明は双方とも例示的かつ説明的に過ぎず、特許請求の範囲に記載された本発明を制限しない。

【図面の簡単な説明】**【0012】**

50

本開示に組み入れられかつその一部をなす添付図面が、開示の原理を説明する役割を果たすべく、本記載とともに典型的な実施形態を例示する。

【0013】

【図1】ユーザの血圧を推定する光電式容積脈波信号のノイズ除去を説明するフローチャートを示す。

【図2】ユーザの血圧を推定する光電式容積脈波信号のノイズ除去のシステムアーキテクチャを説明するブロック図を示す。

【図3】アップサンプリングかつフィルタリングされた光電式容積脈波信号の各サイクルの不均一な基線変動を除去するグラフ表現を示す。

【図4】外れ値サイクル除去後の光電式容積脈波信号の残りのサイクルを、2つのガウス関数の和によってモデル化するグラフ表現を示す。

【図5】当初に抽出かつモデル化された光電式容積脈波信号を比較するグラフ表現を示す。

【図6】図6A及び図6Bは、光電式容積脈波信号を使用してユーザの血圧を推定する訓練フェーズ及び試験フェーズのブロック図を示す。

【発明を実施するための形態】

【0014】

典型的な実施形態が添付図面を参照して説明される。図面において、参照番号の最も左の数字（複数可）は、当該参照番号が最初に現れた図面を特定する。便宜であればどこでも、同一又は類似の部材を参照するべく図面すべてを通じて同じ参照番号が使用される。開示の原理の例及び特徴がここに記載されるが、開示の実施形態の要旨及び範囲から逸脱することのない修正、適合及び他の実施も可能である。以下の詳細な説明は、例示とみなされるのみであり、真の範囲及び要旨は以下の特許請求の範囲に示されることが意図される。

【0015】

開示の実施形態は、様々な態様で具体化され得る本発明の例示に過ぎない。

【0016】

本発明により、ユーザの血圧（BP）を推定する光電式容積脈波（PPG）信号のノイズ除去の方法及びシステムが可能となる。

【0017】

本発明の一実施形態において、ユーザの血圧を推定する光電式容積脈波信号のノイズ除去のシステム（200）は、携帯通信機器（204）に結合された撮像デバイス（202）、アップサンプリングモジュール（206）、フィルタリングモジュール（208）、基線変動除去モジュール（210）、外れ値除去モジュール（212）、信号モデル化モジュール（214）、及び特徴抽出モジュール（216）を含む。

【0018】

図1を参照すると、フローチャートが、ユーザの血圧を推定するための光電式容積脈波信号のノイズ除去の方法を例示する。

【0019】

処理はステップ102から開始する。ここで、携帯通信機器（204）に結合された撮像デバイス（202）を使用して、ユーザから光電式容積脈波信号が抽出される。ステップ104において、抽出された光電式容積脈波信号は、アップサンプリングモジュール（206）を使用してアップサンプリングされる。ステップ106において、アップサンプリングされた光電式容積脈波信号は、フィルタリングモジュール（208）を使用してフィルタリングされる。ステップ108において、アップサンプリングかつフィルタリングされた光電式容積脈波信号の各サイクルの不均一な基線変動が、基線変動除去モジュール（210）を使用して除去される。ステップ110において、光電式容積脈波信号の外れ値サイクルが、外れ値除去モジュール（212）を使用してk平均クラスタリングによって除去される。ステップ112において、外れ値サイクル除去後の光電式容積脈波信号の残りのサイクルが、信号モデル化モジュール（214）を使用して2つのガウス関数の和

10

20

30

40

50

によってモデル化される。処理はステップ 114 で終了する。ここで、当初に抽出かつモデル化された光電式容積脈波信号から、特徴抽出モジュール (216) を使用して時間領域の特徴が抽出され、ユーザの血圧が推定される。

【0020】

図 2 を参照すると、ブロック図が、ユーザの血圧を推定する光電式容積脈波信号のノイズ除去のシステムアーキテクチャを説明する。

【0021】

本発明の他実施形態において、携帯通信機器 (204) に結合された撮像デバイス (202) が、ユーザから光電式容積脈波信号を抽出するべく適合される。光電式容積脈波信号は、指、耳及びつま先を含むがこれらに限定されない群から選択されるユーザの末梢身体部分から抽出される。特定の実施形態において、光電式容積脈波信号は、ユーザの前頭から抽出される。携帯通信機器 (204) は、反射モードにおいて光電式容積脈波信号をキャプチャする。携帯通信機器 (204) は、スマートフォン、携帯電話、ラップトップ、タブレット及びパーソナルデジタルアシスタントからなる群から選択される。

【0022】

携帯通信機器 (204) に結合された撮像デバイス (202) はカメラであり、指、耳、つま先、前頭を含むがこれらに限られないユーザの末梢身体部分から光電式容積脈波信号を抽出するための発光源を有し、当該ユーザの末梢身体部分から反射された光のビデオシーケンスを取得する。光電式容積脈波信号の周期的な性質は、各ビデオフレームの関心領域 (ROI) における赤色強度が変動することに起因する。しかしながら、アンドロイド (登録商標) API は、カメラのプレビュー情報を $Y C_B C_R$ 色空間において与える。すなわち、リアルタイムの RGB 領域へのさらなる変換が、携帯通信機器 (204) において、キャプチャビデオのフレームレートを低減し得る付加的なコンピュータ計算を引き起こす。強度情報は $Y C_B C_R$ の照度部分に搬送されるので、携帯通信機器 (204) に結合された撮像デバイス (202) は、キャプチャビデオの $Y C_B C_R$ 色空間の Y 領域にある光電式容積脈波信号を抽出する。W × H 解像度のビデオの第 1 フレームに対応する光電式容積脈波信号の値は、当該フレームの平均 Y 値によって以下のように表される。

【数 1】

$$PPG(l) = \frac{\sum_{i=1}^W \sum_{j=1}^H Y_{i,j}}{W * H}$$

【0023】

本発明の他実施形態において、光電式容積脈波信号は、時系列データとして抽出される。ここで、第 n フレームにおける光電式容積脈波の信号値は、第 n フレームの Y 成分の平均値によって表される。

【0024】

本発明の他実施形態において、アップサンプリングモジュール (206) は、抽出された光電式容積脈波信号をアップサンプリングするべく適合される。抽出された光電式容積脈波信号は、線形補間を使用して均一なサンプリングレートへとアップサンプリングされる。携帯通信機器 (204) に結合された撮像デバイス (202) が、ユーザの末梢身体部分からの光電式容積脈波信号を 30 fps のビデオストリームとして抽出し、抽出された光電式容積脈波信号 (30 Hz) の、臨床デバイス (100 Hz 以上) と比べて極めて低いサンプリングレートを与える。抽出された光電式容積脈波信号に対し、当該抽出された光電式容積脈波信号を均一なサンプリングレートへとアップサンプリングするべく線形補間が適用される。

【0025】

本発明の他実施形態において、フィルタリングモジュール (208) は、アップサンプ

リングされた光電式容積脈波信号をフィルタリングするべく適合される。

【0026】

光電式容積脈波信号は、ゆっくり変動するDC成分及びいくつかの高周波ノイズ成分を包含する。しかしながら、基本周波数は、人の心拍数(60~90bpm)に基づく1~1.5Hzである。アップサンプリングされた光電式容積脈波信号は、そのゼロ平均へとシフトされ、不要な周波数成分を除去するべくカットオフ周波数が0.5Hz及び5Hzである4次バターワース帯域通過フィルタに適用される。

【0027】

図3を参照する。これは、アップサンプリングかつフィルタリングされた光電式容積脈波信号の各サイクルの不均一な基線変動を除去するグラフ表現である。携帯通信機器(204)を使用してキャプチャされた典型的な光電式容積脈波形状には、図3Aに見られるように、時間領域分析にとってのノイズがあまりに多い。

【0028】

本発明の他実施形態において、基線変動除去モジュール(210)が、アップサンプリングかつフィルタリングされた光電式容積脈波信号の各サイクルの不均一な基線変動を除去するべく適合される。図3Aによれば、光電式容積脈波信号は、固定された基線を有しない。さらに、一つの光電式容積脈波サイクルの両端が整合しない場合が多い。光電式容積脈波信号の等しくない基線は、誤った特徴計算の大きな理由である。均一なサンプリングされた光電式容積脈波信号に対し、一サイクルにk個のサンプルすべてを包含するベクトルをFとすれば、当該サイクルの2つの端点間の直線セグメントを形成する第2ベクトルTが構成される。その間にある(k-2)個の等間隔値は、線形補間を使用して生成される。ベクトル $F^{-1} = F - T$ は、ゼロ基線を有する修正済みサイクルを表す。同じことが、他のすべての光電式容積脈波サイクルに対しても行われる。アップサンプリングモジュール(206)及びフィルタリングモジュール(208)を使用し、その後、基線変動除去モジュール(210)を使用してノイズ信号に基線除去アルゴリズムを施してさらなる分析のためにさらにクリーンにする光電式容積脈波信号の前処理の効果を図3Bに示す。

【0029】

本発明の他実施形態において、外れ値除去モジュール(212)は、光電式容積脈波信号の外れ値サイクルをk平均クラスタリングによって除去するべく適合される。

【0030】

複合的な特徴セットが、当初の光電式容積脈波信号及びモデル化された光電式容積脈波信号の各サイクルから抽出された複数の特徴の組み合わせを含む。すなわち、谷間の不正確な検出に起因して生じた外れ値サイクルの除去が、ANN構造に当該特徴を適用する前に必要となる。光電式容積脈波信号の外れ値サイクルは、光電式容積脈波信号の各サイクルを、等しいサイズの複数の矩形重なり窓に分割することによって除去される。信号が静止していると仮定すれば、すべての窓のスペクトルにおける支配的ピーク位置の平均が基本周波数 f_c を示すので、理想的な時間周期は $T_{cideal} = 1/f_c$ となる。これにより、複数の矩形重なり窓の基本周波数が特定される。さらに、理想的な時間周期からの絶対差が計算される。これは、理想的な時間周期の高値を、誤って検出されたサイクルとして示す。すべてのサイクルに対し、理想的な時間周期からの絶対差は、 $T_c = |T_c - T_{cideal}|$ となる。高値の T_c は、誤って検出されたサイクルを示す。そのような外れ値サイクルを除去するべく、k平均クラスタリング(K=2)アプローチが使用される。まず、クラスター重心を初期化するべくすべての T_c に対してヒストグラム分析が行われ、引き続き、外れ値を除外するべくクラスター密度の2平均クラスタリング及び推定が行われる。最大エントリーを有するヒストグラムビンの重心が、一つのクラスターに対する初期重心(C_1)とみなされる。他のクラスターの初期重心(C_2)が、 C_1 から最も遠いデータ点となる。最終クラスター重心を得るべくk平均アルゴリズムが使用される。下側Xie-Benjiインデックスを有する重心に対応するエントリーがコンパクトであるとみなされ、当該サイクルが特徴抽出のために使用される。

【0031】

10

20

30

40

50

図4を参照すると、外れ値サイクル除去後の光電式容積脈波信号の残りのサイクルを2つのガウス関数の和によってモデル化するグラフ表現が提示される。

【0032】

本発明の他実施形態において、信号モデル化モジュール(214)が、外れ値サイクル除去後の光電式容積脈波信号の残りのサイクルを2つのガウス関数の和によってモデル化される。上述したように、携帯通信機器(204)を使用してキャプチャされた光電式容積脈波信号は、極めてノイズが発生しやすく、それに起因したいくつかの形状不規則性を包含する。したがって、数学的なモデル化により、分析のための良好な信号の実現が可能となる。等間隔の単一値データのセットが与えられ、これらを、ガウス関数の和によって一定精度で近似することができる。図3Bによれば、光電式容積脈波サイクルは、ガウス分布形状に密接に追従する。しかしながら、これは本質的に非対称であり、2つのピークを包含する。ここで、大きく顕著なピークが収縮期ピークを表し、小さなピークは拡張期ピークを表す。したがって、一つのガウス関数よりもむしろ、2つのガウス関数の和が当該形状に良好な精度でフィッティングし得る。 $\{x_k : k = 1, 2 \dots N\}$ が、 $\{PPG_k : k = 1, 2 \dots N\}$ の対応光電式容積脈波信号振幅を有する等間隔データ点のセットとすれば、 PPG_k の近似は、 y_k について以下の式

10

【数2】

$$y_k = a_1 e^{-\frac{(k-b_1)^2}{2c_1^2}} + a_2 e^{-\frac{(k-b_2)^2}{2c_2^2}} \text{ for } k = 1, 2, \dots, N$$

20

に与えられ、以下の式の費用関数(h_k)が最小となるように係数 a_1 、 b_1 、 c_1 、 a_2 、 b_2 、 c_2 を最適化することによって行われる。

【数3】

$$h_k = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (PPG_k - y_k)^2}$$

30

【0033】

2つのガウス曲線の和を使用してフィッティングされた典型的な光電式容積脈波サイクルが図4に示される。二乗平均平方根誤差(RMSE)は統計学において、曲線フィッティングの良好性を測る一般的なツールであり、典型的には下側の値が良好なフィッティングを示す。2つのガウス曲線によってフィッティングされた当初のサイクルとモデル化されたサイクルとの間のRMSEは、1.5%であることがわかっている。他方、同じサイクルに対するRMSEはそれぞれ、一つのガウス又はワイブル関数によってフィッティングされた場合、8.3%及び3.6%となる。より包括的なパフォーマンス分析を目的として第2波形が考慮される。これは、光電式容積脈波パルスの異なる可能な形状を包含し、2つのガウス関数の和によってそれぞれがフィッティングされる。

40

【0034】

図5を参照する。これは、当初に抽出された光電式容積脈波信号とモデル化された光電式容積脈波信号とを比較するグラフ表現である。提案された曲線フィッティング法が、信号全体に対して良好に作用していることが観測できる。実際の光電式容積脈波信号とモデル化された光電式容積脈波信号との間のRMSEは2.5%未満である。これは、賞賛できる精度で、いずれの種類PPG信号をもフィッティングできる実現可能性を示す。係数パラメータ a はピーク高さを示し、 b はピークの中心位置であり、 c は曲線の幅を制御する。すなわち、これらのモデルパラメータのいくつかは、分析のために付加的なPPGの特徴として使用される。

【0035】

50

本発明の他実施形態において、特徴抽出モジュール(216)は、当初に抽出かつモデル化された光電式容積脈波信号から時間領域の特徴を抽出してユーザの血圧を推定するべく適合される。収縮期時間(T_s)と、拡張期時間(T_d)と、パルス高さ(T_c)の33%(B33)、75%(B75)のパルス幅と、ガウスRMS幅を伴う当初信号の合計パルス幅と、 R^7 特徴空間内に複合的な特徴ベクトルを生成するべくフィッティングされたガウス曲線の C_1 、 C_2 と、モードパラメータ b_1 及び b_2 を含む時間領域の特徴が、当初に抽出かつモデル化された光電式容積脈波信号から抽出され、機械学習技術を使用してユーザの血圧が推定される。

【0036】

本発明の他実施形態において、以下の式

【数4】

$$P_s = P(t|t = T_s)$$

$$= P_d e^{-T_s/RC} + \frac{I_0 T_s C \pi R^2}{T_s^2 + C^2 \pi^2 R^2} (1 + e^{-T_s/RC})$$

$$P_d = P(t|t = T_c) = P_s e^{-T_d/RC}$$

によれば、収縮期(P_s)及び拡張期(P_d)の血圧 I_0 、収縮期時間(T_s)、拡張期時間(T_d)、 R 及び C である。 T_s 及び T_d はPPG信号から計算することができる。人の心拍出量(CO)が5リットル/分に固定されると仮定する。 I_0 は以下の式から計算することができる。

【数5】

$$I_0 = \frac{C_o T_c}{60 \int_0^{T_s} \sin\left(\frac{\pi t}{T_s}\right) dt}$$

【0037】

わかることだが、 R 及び C は、光電式容積脈波の特徴とは何ら数学的な関係を有しない。 R 及び C を光電式容積脈波の特徴から推定するべく、人工ニューラルネットワーク(ANN)に基づく機械学習アプローチが使用される。光電式容積脈波信号を使用する R 及び C ひいてはユーザの血圧の推定はさらに、訓練及び試験のフェーズを有する。

【0038】

図6Aを参照すると、ブロック図が、光電式容積脈波信号を使用してユーザの血圧を推定する訓練フェーズを例示する。

【0039】

本発明の他実施形態において、訓練モデルが R 及び C に対して生成される。ここで、既知の血圧を有するおよそ100人のユーザが訓練フェーズに対して使用される。地上較正血圧値(602)、収縮期(P_s)及び拡張期(P_d)血圧が当該ユーザに対して既知である。地上較正血圧値(602)を使用して収縮期(P_s)及び拡張期(P_d)血圧の式を逆算することにより R 及び C が計算される(604)。収縮期時間(T_s)、拡張期時間(T_d)及びCOは、当該ユーザに対しそれぞれの光電式容積脈波信号(606)を使用して測定することができる。 R 及び C に対する訓練モデル(610)は、人工ニューラルネットワーク(ANN)(608)をオフラインで実行することによって生成され、 R 及び C に対して生成された訓練モデルが記憶される。

【0040】

図6Bを参照すると、ブロック図が、光電式容積脈波信号を使用してユーザの血圧を推定する試験フェーズを例示する。

【0041】

10

20

30

40

50

本発明の他実施形態において、試験フェーズは、光電式容積脈波信号を使用してユーザの血圧を推定するべくユーザの携帯通信機器（204）上でリアルタイムで実行される。R及びCに対して訓練フェーズ中に生成された訓練モデルは、当該アプリケーションの試験フェーズが実行される携帯通信機器（204）に記憶される。ユーザがその携帯通信機器（204）において当該アプリケーションを実行すると、光電式容積脈波信号が当該ユーザから抽出される。収縮期時間（ T_s ）、拡張期時間（ T_d ）及び I_0 が計算される。R及びCがユーザに対し、光電式容積脈波の特徴（612）及び訓練モデル（614）から推定/予測（616）される。R及びCの推定において、収縮期（ P_s ）及び拡張期（ P_d ）血圧の式を使用して収縮期（ P_s ）及び拡張期（ P_d ）血圧が計算される（618）。

10

【0042】

例示のステップは、示される典型的な実施形態を説明するために設定されたものであって、継続的な技術開発が、特定の機能が実行される態様を変えることも予想される。ここに提示されたこれらの例は、例示を目的とし、制限を目的としない。さらに、機能構築ブロックの境界は、説明の便宜上、ここに任意に画定されている。代替的な境界も、特定の機能及びその関係が適切に実行される限り、画定することができる。代替例（ここに記載されるものの均等、拡張、変形、派生等を含む）は、ここに包含される教示に基づき当業者にとって明らかとなる。かかる代替例は、開示の実施形態の範囲及び要旨内にある。また、「含む」、「有する」、「包含する」及び他の同様の形態の文言は同等の意味であって、これらの文言のいずれかが一つに後続する単数又は複数の項目が、かかる単数又は複数の項目の網羅的な列挙を意味したり列挙された単数又は複数の項目のみに限定されたりするわけではない点でオープンエンドであることが意図される。またも留意すべきことだが、ここに又は添付の特許請求の範囲に使用されるような、単数形態「一」、「一の」、「前記」及び「当該」は、文脈上明らかにそうでないことが示されない限り複数の言及も含む。

20

【0043】

さらに、本開示に一致する実施形態を実装するとき一以上のコンピュータ可読記憶媒体を利用することができる。コンピュータ可読記憶媒体とは、プロセッサにより読み取り可能な情報又はデータが記憶され得る任意タイプの物理メモリを称する。すなわち、コンピュータ可読記憶媒体は、ここに記載の実施形態に一致するステップ又はステージをプロセッサ（複数可）に実行させる命令を含む、一以上のプロセッサによって実行される命令を記憶することができる。用語「コンピュータ可読媒体」とは、有体物品を含み、かつ、搬送波及び過渡的信号を排除した、すなわち非一時的なものと理解すべきである。複数の例として、ランダムアクセスメモリ（RAM）、リードオンリーメモリ（ROM）、揮発性メモリ、不揮発性メモリ、ハードディスクドライブ、CDROMやDVDの、フラッシュドライブ、ディスク、及び他の任意の周知の物理的記憶媒体が含まれる。

30

【0044】

意図されることだが、本開示及び例は単なる例示としてみなされ、開示の実施形態の真の範囲及び要旨は、以下の特許請求の範囲によって示される。

40

【 図 1 】

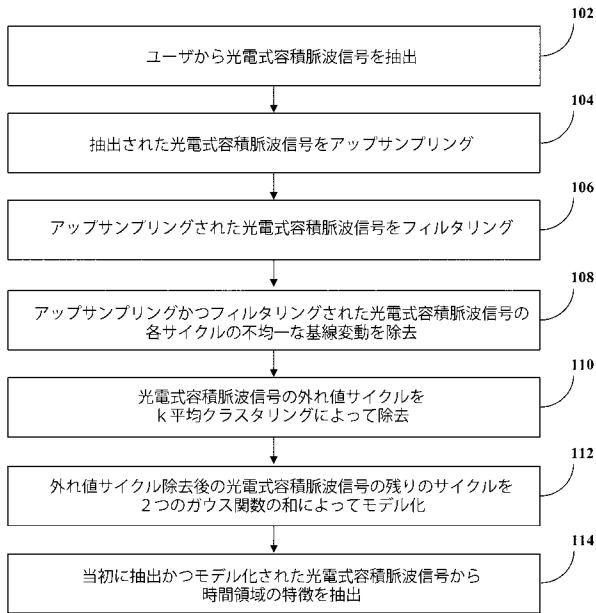


Figure 1

【 図 2 】

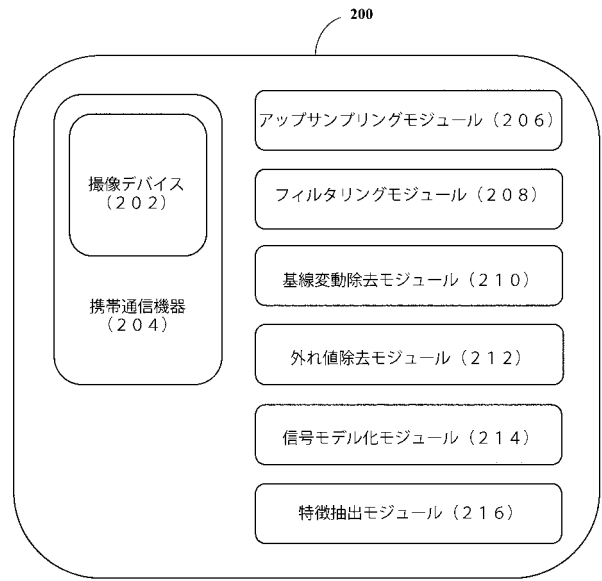


Figure 2

【 図 3 】

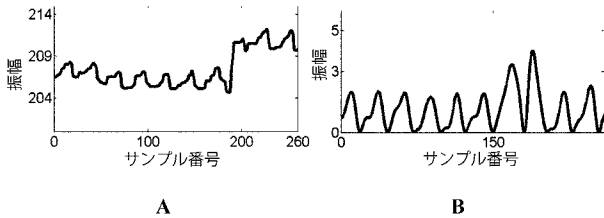


Figure 3

【 図 5 】

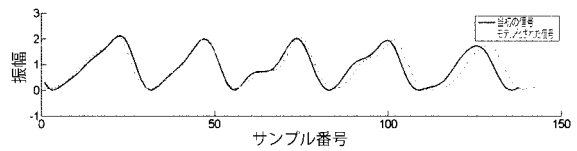


Figure 5

【 図 4 】

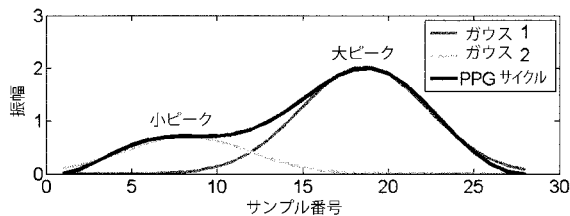


Figure 4

【 図 6 】

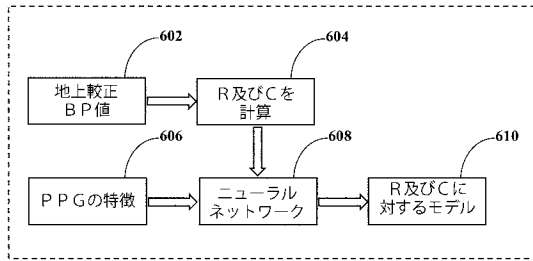


Figure 6 A

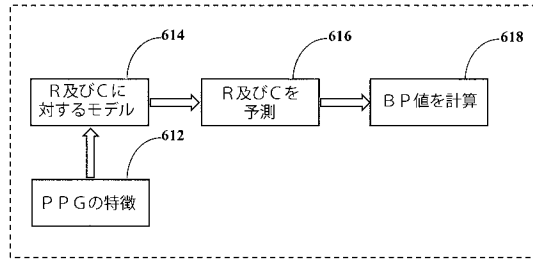


Figure 6 B

フロントページの続き

- (74)代理人 100095500
弁理士 伊藤 正和
- (74)代理人 100111235
弁理士 原 裕子
- (72)発明者 バナージー、 ローハン
インド国 700156 ウェスト ベンガル コルカタ ラジャハット ニュー タウン プロ
ット - I I F / 1 2 エコスペース ビルディング 1 B タタ コンサルタンシー サービス
内
- (72)発明者 デュッタ チョウドゥリー、 アニルバン
インド国 700156 ウェスト ベンガル コルカタ ラジャハット ニュー タウン プロ
ット - I I F / 1 2 エコスペース ビルディング 1 B タタ コンサルタンシー サービス
内
- (72)発明者 シンハ、 アニルッダ
インド国 700156 ウェスト ベンガル コルカタ ラジャハット ニュー タウン プロ
ット - I I F / 1 2 エコスペース ビルディング 1 B タタ コンサルタンシー サービス
内
- (72)発明者 ゴース、 アヴィク
インド国 700156 ウェスト ベンガル コルカタ ラジャハット ニュー タウン プロ
ット - I I F / 1 2 エコスペース ビルディング 1 B タタ コンサルタンシー サービス
内
- (72)発明者 パル、 アルパン
インド国 700156 ウェスト ベンガル コルカタ ラジャハット ニュー タウン プロ
ット - I I F / 1 2 エコスペース ビルディング 1 B タタ コンサルタンシー サービス
内
- F ターム(参考) 4C017 AA08 AA09 AB03 AB06 AB08 AC26 BB02 BC01 BC07 BC08
BC11 BC14 BC18 FF05
4C117 XA01 XB01 XC11 XD04 XD09 XD17 XD39 XE43 XG05 XJ05
XJ17 XJ18 XJ21

【外国語明細書】

2016202892000001.pdf

专利名称(译)	光电容积脉搏波信号的噪声消除方法和系统		
公开(公告)号	JP2016202892A	公开(公告)日	2016-12-08
申请号	JP2016054788	申请日	2016-03-18
申请(专利权)人(译)	塔塔咨询服务有限公司		
[标]发明人	バナージーローハン デュッタチョウドウリーアニルバン シンハアニルッダ ゴースアヴィク パルアルバン		
发明人	バナージー、ローハン デュッタ チョウドウリー、アニルバン シンハ、アニルッダ ゴース、アヴィク パル、アルバン		
IPC分类号	A61B5/022 A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02255 A61B5/72 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/7235 H04L67/12 H04M1/0202 H04M1/026 A61B5/02438 A61B5/14551 A61B5/6898 A61B5/7264 A61B5/0059 A61B5/0077 A61B5/021 A61B5 /02116 A61B5/7246 A61B5/7278 G06T5/002 G06T5/20 G06T7/0012 G06T2207/10016 G06T2207 /20182 G06T2207/30104		
FI分类号	A61B5/02.634.F A61B5/02.310.H A61B5/00.101.A		
F-TERM分类号	4C017/AA08 4C017/AA09 4C017/AB03 4C017/AB06 4C017/AB08 4C017/AC26 4C017/BB02 4C017 /BC01 4C017/BC07 4C017/BC08 4C017/BC11 4C017/BC14 4C017/BC18 4C017/FF05 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XC11 4C117/XD04 4C117/XD09 4C117/XD17 4C117/XD39 4C117/XE43 4C117 /XG05 4C117/XJ05 4C117/XJ17 4C117/XJ18 4C117/XJ21		
代理人(译)	三好秀 伊藤雅一 原 裕子		
优先权	1684MUM2015 2015-04-27 IN		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一个去噪光电容积脉搏波信号的方法和系统。在噪声除去光电容积脉搏波信号的方法，来估计用户和系统的血压，光电容积脉搏波信号从用户萃取，萃取光电容积脉搏波信号上采样，上采样的光电容积脉搏信号被滤波，上采样和填从tering一直光电容积脉搏波信号的每个周期的不平坦的基线波动被移除，它被去除残留在光电子音量的脉搏波信号的周期建模光电容积脉搏波信号的异常值循环被最初在从光电容积脉搏波信号时域提取和建模特性由使用者的血压萃取估计。1技术领域

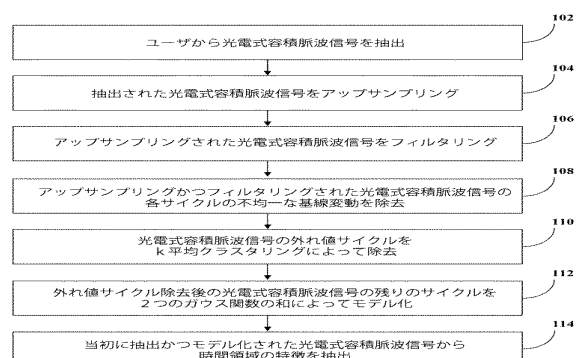


Figure 1