

【公報種別】特許法第 17 条の 2 の規定による補正の掲載
 【部門区分】第 1 部門第 2 区分
 【発行日】令和 1 年 10 月 17 日 (2019.10.17)

【公表番号】特表 2018-535011 (P2018-535011A)
 【公表日】平成 30 年 11 月 29 日 (2018.11.29)
 【年通号数】公開・登録公報 2018-046
 【出願番号】特願 2018-524322 (P2018-524322)
 【国際特許分類】

A 6 1 B 5/02 (2006.01)

A 6 1 B 5/0295 (2006.01)

【F I】

A 6 1 B 5/02 3 1 0 A

A 6 1 B 5/0295

【手続補正書】
 【提出日】令和 1 年 9 月 5 日 (2019.9.5)
 【手続補正 1】
 【補正対象書類名】特許請求の範囲
 【補正対象項目名】全文
 【補正方法】変更
 【補正の内容】
 【特許請求の範囲】
 【請求項 1】

クリーンフォトレチスモグラフィ P P G 信号のセグメントを自動的に検出し、ノイズ P P G 信号セグメントを拒絶することを容易にするシステムであって、

患者のフィルタリングされていない P P G 信号及び心電図信号 E C G を同時に記録する患者モニタと、

前記患者モニタから前記フィルタリングされていない P P G 信号及び同時の E C G 信号を入力として受信し、前記同時に測定された E C G 信号を用いて前記 P P G 信号における複数の心拍の各々をセグメント化するビート識別モジュールと、

前記 P P G 信号における各心拍に関する特徴のセットを抽出する P P G 特徴抽出モジュールであって、前記特徴が、1 つ又は複数の波形振幅及び 1 つ又は複数のパルス通過時間 P P T を含む、P P G 特徴抽出モジュールと、

前記抽出された特徴を評価し、各 P P G 心拍波形をクリーン又はノイズとして分類する信号品質評価モジュールと、

ユーザに提示するために、識別されたクリーンな P P G 心拍波形を含む P P G 信号統計情報をディスプレイに出力するプロセッサとを有する、システム。

【請求項 2】

前記ビート識別モジュールが更に、各 E C G 心拍波形における R ピークを識別し、前記同時に捕捉された P P G 信号における対応する P P G 心拍波形を連続する R ピークの各ペアの間で識別する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記 P P G 特徴抽出モジュールが更に、各 P P G 心拍波形に関する P P G 信号特徴を抽出し、前記特徴が、

ピーク振幅；

ピーク勾配振幅；

ピーク足振幅；

ピークパルス通過時間 P T T p ；

足パルス通過時間 P T T f ；及び

勾配パルス通過時間 P T T s を含む、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記信号品質評価モジュールが更に、各 P P G 心拍波形に対して、前記心拍波形のピーク振幅が非数値である場合、前記 P P G 心拍波形をノイズとして分類する、請求項 3 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記信号品質評価モジュールが更に、各 P P G 心拍波形に対して、前記心拍波形のピーク振幅が前記心拍波形の足における振幅よりも大きくない場合、前記 P P G 心拍波形をノイズとして分類する、請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記信号品質評価モジュールが更に、各 P P G 心拍波形に対して、前記心拍波形のピーク振幅が前記心拍波形のピーク勾配における振幅よりも大きくない場合、又は前記心拍波形の足における振幅が前記心拍波形のピーク勾配における振幅より小さくない場合、前記 P P G 心拍波形をノイズとして分類する、請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記信号品質評価モジュールが更に、各 P P G 心拍波形に対して、前記心拍波形の足が前記心拍波形のピーク勾配の前に発生する場合、又は前記心拍波形のピーク勾配が前記波形ピークが発生する前に発生する場合、前記 P P G 心拍波形をノイズとして分類する、請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記信号品質評価モジュールが更に、各 P P G 心拍波形に対して、1 つの心拍波形において複数のピークが検出される場合、前記 P P G 心拍波形をノイズとして分類する、請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記信号品質評価モジュールが更に、各 P P G 心拍波形に対して、
前記 P P G 波形の抽出された特徴毎の確率分布を算出し、
前記確率分布に関する上限閾値と下限閾値とを規定し、
前記抽出された特徴のうちの 1 つ又は複数が前記上限又は下限の外の値を含む場合、前記 P P G 心拍波形をノイズとして分類する、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記下限閾値が 5 % であり、前記上限閾値は 95 % である、請求項 9 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記信号品質評価モジュールが更に、各 P P G 心拍波形に対して、前記 E C G 信号及び前記 P P G 信号の少なくとも 1 つにより示される心拍数が、所定の心拍数範囲外である場合、前記 P P G 心拍波形をノイズとして分類する、請求項 9 に記載のシステム。

【請求項 12】

前記信号品質評価モジュールが更に、各 P P G 心拍波形に対して、
ノイズとして分類されていない心拍波形が所定の心拍テンプレートと比較されるビートマッチングプロトコルを実行し、
前記 P P G 心拍波形が前記心拍テンプレートにマッチする場合、前記 P P G 心拍波形をクリーンとして分類する、請求項 11 に記載のシステム。

【請求項 13】

クリーンフォトレチスモグラフ P P G 信号のセグメントを自動的に検出し、ノイズ P P G 信号セグメントを拒否する方法において、
フィルタリングされていない P P G 信号及び同時 E C G 信号を入力として患者モニタから受信するステップと、
前記同時に測定された E C G 信号を用いて前記 P P G 信号における複数の心拍の各々をセグメント化するステップと、
前記 P P G 信号における各心拍に関する特徴のセットを抽出するステップであって、前

記特徴が、1つ又は複数の波形振幅及び1つ又は複数のパルス通過時間 P P T を含む、ステップと、

前記抽出された特徴を評価し、各 P P G 心拍波形をクリーン又はノイジーとして分類するステップと、

ユーザに提示するため、識別されたクリーン P P G 心拍波形を含む P P G 信号統計をディスプレイに出力するステップとを有する、方法。

【請求項 14】

各 E C G 心拍波形における R ピークを識別し、前記同時に捕捉された P P G 信号における対応する P P G 心拍波形を連続する R ピークの各対の間で識別するステップを更に有する、請求項 13 に記載の方法。

【請求項 15】

前記 P P G 心拍波形に関する前記抽出された P P G 信号特徴が、

ピーク振幅；

ピーク勾配振幅；

ピーク足振幅；

ピークパルス通過時間 P T T p ；

足パルス通過時間 P T T f ；及び

勾配パルス通過時間 P T T s を含み、

前記心拍波形のピーク振幅が非数値である場合、前記 P P G 心拍波形をノイジーとして分類するステップ；

前記心拍波形のピーク振幅が前記心拍波形の足における振幅よりも大きくない場合、前記 P P G 心拍波形をノイジーとして分類するステップ；

前記心拍波形のピーク振幅が前記心拍波形のピーク勾配における振幅よりも大きくない場合、又は前記心拍波形の足における振幅が前記心拍波形のピーク勾配における振幅より小さくない場合、前記 P P G 心拍波形をノイジーとして分類するステップ；

前記心拍波形の足が前記心拍波形のピーク勾配の前に発生する場合、又は前記心拍波形のピーク勾配が前記波形ピークが発生する前に発生する場合、前記 P P G 心拍波形をノイジーとして分類するステップ；

1つの心拍波形において複数のピークが検出される場合、前記 P P G 心拍波形をノイジーとして分類するステップ；

前記 P P G 波形の抽出された特徴毎の確率分布を算出し、前記確率分布に関する上限閾値と下限閾値を規定し、前記抽出された特徴のうちの1つ又は複数の前記上限又は下限の外の値を含む場合、前記 P P G 心拍波形をノイジーとして分類するステップ；

前記 E C G 信号及び前記 P P G 信号の少なくとも1つにより示される前記心拍数が、所定の心拍数範囲外である場合、前記 P P G 心拍波形をノイジーとして分類するステップ；及び

ノイジーとして分類されていない心拍波形が所定の心拍テンプレートと比較されるビートマッチングプロトコルを実行し、前記 P P G 心拍波形が前記心拍テンプレートにマッチする場合、前記 P P G 心拍波形をクリーンとして分類するステップ；の1つ又は複数の更に有する、請求項 13 に記載の方法。