

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6909741号
(P6909741)

(45) 発行日 令和3年7月28日 (2021.7.28)

(24) 登録日 令和3年7月7日 (2021.7.7)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/02 (2006.01)

A 6 1 B 5/02

B

A 6 1 B 10/00 (2006.01)

A 6 1 B 10/00

K

請求項の数 4 外国語出願 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2018-23026 (P2018-23026)
 (22) 出願日 平成30年2月13日 (2018.2.13)
 (65) 公開番号 特開2018-130541 (P2018-130541A)
 (43) 公開日 平成30年8月23日 (2018.8.23)
 審査請求日 平成30年4月12日 (2018.4.12)
 審査番号 不服2020-6830 (P2020-6830/J1)
 審査請求日 令和2年5月20日 (2020.5.20)
 (31) 優先権主張番号 201721005479
 (32) 優先日 平成29年2月16日 (2017.2.16)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 インド (IN)

(73) 特許権者 510337621
 タタ コンサルタンシー サービスズ リ
 ミテッド
 TATA Consultancy Se
 rvices 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 Poin
 t, Mumbai 400021, Mah
 arashtra, India.

(74) 代理人 100120891
 弁理士 林 一好

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 融合アプローチを用いた人の冠動脈疾患の検出のためのシステムおよびその機械可読情報記憶媒体

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

人の冠動脈疾患 (C A D) の検出のための非侵襲的システムであって、

前記人から生体信号をキャプチャする複数の生体センサであって、前記生体信号は、心音図 (P C G) 信号および指尖容積脈波 (P P G) 信号を含み、前記複数の生体センサは、デジタル聴診器およびパルスオキシメータを含み、前記デジタル聴診器は前記人から P C G 信号をキャプチャし、前記パルスオキシメータは前記人から P P G 信号をキャプチャする、複数の生体センサと、

メモリと、

前記メモリと通信するプロセッサであり、前記プロセッサは、

複数の雑音を除去するために前記生体信号を処理し、

前記処理された生体信号の各々から特徴を抽出し、前記 P C G 信号から抽出される特徴は、複数の周波数範囲間の平均スペクトルパワー比、平均スペクトル重心、平均スペクトルロールオフ、平均スペクトルフラックス、および P C G 信号の時間窓の平均尖度を含み、前記 P P G 信号から抽出される特徴は、複数の周波数範囲の N N 間隔のスペクトルパワー、パルス持続時間の平均、パルス持続時間の標準偏差、比較頂点時間の平均、比較頂点時間の標準偏差、比較拡張期時間の平均、比較拡張期時間の標準偏差、時間比の平均、時間比の標準偏差を含み、

抽出された前記特徴から関連する生体信号分類器を用いて前記人を C A D または正常に分類し、前記分類は教師あり機械学習技術を用いて行われ、

10

20

前記分類の出力を融合し、そして、
事前に定められた基準に基づき融合された出力を用いて前記人の前記冠動脈疾患の存在を検出する、ように構成される、
プロセッサと、
を含む、非侵襲的システム。

【請求項 2】

前記 P P G 信号は前記パルスオキシメータを用いて前記人の身体末梢部位から抽出される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記人の身体末梢部位は指先、耳、つま先または額の少なくとも 1 つである、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

非一時的機械可読情報記憶媒体であって、1 つまたは複数のハードウェアプロセッサにより実行されると、

複数の生体センサを用いて人から生体信号をキャプチャすることであって、前記生体信号は、心音図 (P C G) 信号および指尖容積脈波 (P P G) 信号を含み、前記複数の生体センサは、デジタル聴診器およびパルスオキシメータを含み、前記デジタル聴診器は前記人から P C G 信号をキャプチャし、前記パルスオキシメータは前記人から P P G 信号をキャプチャする、複数の生体センサを用いて人から生体信号をキャプチャすること、

信号処理モジュールを用いて複数の雑音を除去するために前記生体信号を処理すること、

特徴抽出モジュールを用いて前記処理された生体信号の各々から特徴を抽出することであって、前記 P C G 信号から抽出される特徴は、複数の周波数範囲間の平均スペクトルパワー比、平均スペクトル重心、平均スペクトルロールオフ、平均スペクトルフラックス、および P C G 信号の時間窓の平均尖度を含み、前記 P P G 信号から抽出される特徴は、複数の周波数範囲の N N 間隔のスペクトルパワー、パルス持続時間の平均、パルス持続時間の標準偏差、比較頂点時間の平均、比較頂点時間の標準偏差、比較拡張期時間の平均、比較拡張期時間の標準偏差、時間比の平均、時間比の標準偏差を含む、特徴抽出モジュールを用いて前記処理された生体信号の各々から特徴を抽出すること、

抽出された前記特徴から関連する生体信号分類器を用いて前記人を C A D または正常に分類することであって、前記分類は教師あり機械学習技術を用いて行われること、

前記分類の出力を融合すること、ならびに

事前に定められた基準に基づき前記融合された出力を用いて前記人の冠動脈疾患の存在を検出すること、

を行わせる 1 つまたは複数の命令を含む、非一時的機械可読情報記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連出願および優先権の相互参照

本特許出願は、2016 年 2 月 16 日にインド国特許出願第 201721005479 号の優先権を主張する。

【0002】

本出願は一般的に、冠動脈疾患 (C A D : c o r o n a r y a r t e r y d i s e a s e) 検出の分野に関する。具体的ではないが、より詳細には、本発明は、融合アプローチを用いた冠動脈疾患 (C A D) の検出のための非侵襲的システムおよび方法を提供する。

【背景技術】

【0003】

冠動脈疾患 (C A D) は多く見られる心疾患であり、個体の死亡の主要な原因の 1 つである。C A D は、冠動脈の内壁にコレステロールおよび他の脂肪性物質が徐々に沈着し、

10

20

30

40

50

ひいては正常な血流を制限することにより形成され、胸痛および心発作を引き起こす。多くの研究にもかかわらず、CADの早期の非侵襲的検出は、現在までオープンリサーチ分野である。

【0004】

研究者は、ある種の非侵襲的な生物医学的マーカーによりCADが特定され得ることを見出した。CADに最も多く使われているマーカーは、心拍変動(HRV: Heart Rate Variability)である。CAD患者のHRVは一般に、正常被験者と比較してかなり低い。しかしながら、ECG信号の連続的なRR間隔からHRVを長時間測定するためのゴールドスタンダード法が大きな妨げとなり、非実用的であることが多い。さらに別のアプローチとして心音信号または心音図(PCG: phonocardiogram)の解析も文献に掲載されている。研究から、130Hzを超える拡張期心音のスペクトルのエネルギーが非CAD被験者と比較してCAD患者で大きいことが明らかにされている。しかしながら、PCG信号は、周囲雑音の影響を極めて受けやすく、よって拡張期心音の正確な分離は必ずしも些細なことでない場合がある。そのうえ、多くの人は心音が弱いことも、処理することをさらに難しくしている。このため、1つの生体信号からCADを正確に推定することは、依然として未解決の問題になっている。

10

【0005】

一方、指尖容積脈波(PPG: photoplethysmogram)は、毛細管中の瞬間血流を測定する簡便で安価な非侵襲的技術である。PPGの時間、周波数および形態的特徴は、心拍数、血圧、HRV等を含むいくつかの生体パラメータを、推奨に値する正確さで推定するのに広く使用される。PPG信号は、展開のしやすさのため、ECGの代わりにHRV関連の特徴を抽出するのに使用される。HRV関連の特徴は、PCGからも得られる点に留意されたい。しかしながら、これには、デジタル聴診器を用いて心音を長期間取得する必要がある、利用者にとって厄介である。これに加えて、これらの技術は高くつく。

20

【0006】

従来技術で生体信号からの冠動脈疾患(CAD)検出に直接かつ厳密に関するものはない。それらでは、そうした信号からの心血管疾患の可能な診断法について大まかに論じられているか、または末梢動脈疾患(PAD: peripheral arterial disease)の診断法に焦点が当てられているかのどちらかである。従来技術でCAD診断の異なる判定の融合について論じたものはない。よって、複数の生体信号に基づく複数の分類器システムの判定の融合により冠動脈疾患(CAD)患者を特定することは依然として、当該技術領域の最も大きな課題の1つと考えられる。

30

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0007】

以下は、本開示のいくつかの実施形態の基本的な理解を与えるため、それら実施形態の簡単な概要を示す。この概要は、実施形態の広範囲に及ぶ概略ではない。この概要は、実施形態の重要/重大要素を特定すること、または実施形態の範囲を詳述することを意図するものではない。その唯一の目的は、下記に示すより詳細な説明の前置きとして簡単な形式で一部の実施形態を示すことである。

40

【0008】

上記に鑑み、本明細書の実施形態は、人の冠動脈疾患(CAD)の検出のためのシステムを提供する。本システムは、複数の生体センサ、メモリおよびメモリと通信するプロセッサを含む。複数の生体センサは、人から複数の生体信号をキャプチャする。プロセッサは、信号処理モジュール、特徴抽出モジュール、分類モジュール、融合モジュールおよび検出モジュールをさらに含む。信号処理モジュールは、複数の雑音を除去するため複数の生体信号を処理する。特徴抽出モジュールは、処理された生体信号の各々から時間領域特徴、周波数領域特徴、時間-周波数領域特徴および統計的特徴を抽出する。分類モジュールは、生体信号分類器を用いて人を特徴の各々から独立にCADまたは正常に分類し、分

50

類は教師あり機械学習技術を用いて行われる。融合モジュールは、生体信号分類器の出力を融合する。人の冠動脈疾患の存在を検出するための検出モジュールは、事前に定められた基準に基づき生体信号分類器を使用する。

【0009】

別の実施形態では、人の冠動脈疾患（CAD）の検出のための非侵襲的方法を提供する。最初に複数の生体センサを用いて人からの複数の生体信号がキャプチャされる。次のステップでは、信号処理モジュールを用いて複数の雑音を除去するため複数の生体信号が処理される。さらに、特徴抽出モジュールを用いて、処理された生体信号の各々から時間領域特徴、周波数領域特徴、時間 - 周波数領域特徴および統計的特徴が抽出される。次のステップでは、生体信号分類器を用いて特徴の各々から人が独立にCADまたは正常に分類され、分類は教師あり機械学習技術を用いて行われる。次いで生体信号分類器の出力が融合される。最後に、事前に定められた基準に基づき生体信号分類器の融合された出力を用いて人の冠動脈疾患の存在が検出される。

10

【0010】

なお別の実施形態では、1つまたは複数のハードウェアプロセッサにより実行されると、複数の生体センサを用いて人から複数の生体信号をキャプチャすることを含む動作を行う1つまたは複数の命令を含む、1つまたは複数の非一時的機械可読情報記憶媒体を提供する。さらに、信号処理モジュールを用いて複数の雑音を除去するため複数の生体信号を処理する。次いで、特徴抽出モジュールを用いて、処理された生体信号の各々から時間領域特徴、周波数領域特徴、時間 - 周波数領域特徴および統計的特徴を抽出する。さらに、生体信号分類器を用いて特徴の各々から人を独立にCADまたは正常に分類し、分類は教師あり機械学習技術を用いて行われる。さらには、生体信号分類器の出力を融合し、次いで事前に定められた基準に基づき生体信号分類器の融合された出力を用いて人の冠動脈疾患の存在を検出する。

20

【0011】

本明細書の実施形態は、図面に関連した以下の詳細な説明から理解が深まるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本開示の実施形態による、人の冠動脈疾患（CAD）の検出のためのシステムのブロック図を図示する。

30

【図2】本開示の実施形態による、人からキャプチャされたPPG信号サンプルを示す。

【図3A】本開示の実施形態による、人の冠動脈疾患（CAD）の検出に関連するステップを図示するフローチャートである。

【図3B】本開示の実施形態による、人の冠動脈疾患（CAD）の検出に関連するステップを図示するフローチャートである。

【図4】本開示の実施形態による、異なる分類器間の比較分析をグラフ化したものを示す。

【図5】本開示の実施形態による、超平面を用いた融合の被験者レベルの解析をグラフ化したものを示す。

40

【発明を実施するための形態】

【0013】

本明細書の実施形態ならびにそれらの様々な特徴および有利な詳細は、添付図面に図示される非限定的な実施形態を参照しながら、以下の記載に詳述され、より詳しく説明される。本明細書に使用される例は単に、本明細書の実施形態を実施できる方法の理解を促進し、さらに当業者が本明細書の実施形態を実施できるようにすることを意図している。そのため、各例は、本明細書の実施形態の範囲を限定するものと解釈してはならない。

【0014】

単語「を含む（comprising）」、「を有する（having）」、「を含む（containing）」および「を含む（including）」ならびにそれらの他の形は、これらの単語のいずれか1つに続く項目（単数または複数）が、そうした項目

50

(単数または複数)の網羅的リストであることを意図するものではないあるいは列挙された項目(単数または複数)のみに限定されることを意図するものではないという点で、意味が同等であり、非限定的であることを意図している。

【0015】

さらに本明細書および添付の特許請求の範囲で使用する場合、単数形「1つの(a、an)」および「前記(the)」は、文脈上明らかに他の意味に解すべき場合を除き、複数のものを含む点にも留意しなければならない。本開示の実施形態の実施または試験の際に、本明細書に記載のシステムおよび方法と類似または同等の任意のシステムおよび方法を使用してもよいけれども、ここでは好ましいシステムおよび方法を記載する。

【0016】

次に、本開示の、そのすべての特徴を例証するいくつかの実施形態を詳細に考察する。開示された実施形態は、単に本開示の例示であり、実施形態は様々な形態で具現化することができる。

【0017】

詳細な説明を記載する前に、下記の考察はすべて、記載されている特定の実装にかかわらず、限定的なものではなく本質的に例示である点に留意されたい。

【0018】

次に、各図を通じて同様の参照文字が一貫して対応する特徴を示す各図面を、より詳細には図1を参照すると、好ましい実施形態が示され、これらの実施形態は、以下の例示的システムおよび/または方法の文脈で記載される。

【0019】

本開示の実施形態による、人の冠動脈疾患(CAD)の検出のためのシステム100を図1に示す。本開示は、例えば指尖容積脈波(PPG)、心電図(ECG: electrocardiogram)、心音図(PCG)、皮膚電気反射(GSR: galvanic skin rate)、赤外線ビデオ等、複数の低コストの非侵襲的生体信号の解析に基づき人をCAD/非CADに分類するための教師あり学習アプローチを提供する。本開示は、低コストのセンサを用いて生体信号を非侵襲的にキャプチャする方法を提供する。本開示はまた、センサ非依存的システムも提供する、すなわち本方法は、生体信号をキャプチャするためのセンサの品質に依存しない。

【0020】

本開示の実施形態によるシステム100のブロック図を図1に示す。システム100は、複数の生体センサ102、メモリ104およびメモリ104と通信するプロセッサ106を含む。メモリ104は、複数のアルゴリズムを記憶するように構成されている。プロセッサ106は、様々な機能を実行するため複数のモジュールをさらに含む。複数のモジュールは、様々な機能を実行するためメモリ104に記憶された複数のアルゴリズムにアクセスする。複数のモジュールは、信号処理モジュール108、特徴抽出モジュール110、分類モジュール112、融合モジュール114および検出モジュール116を含む。

【0021】

本開示の実施形態によれば、システム100は、人から生体信号をキャプチャするための複数の生体センサ112を含む。本例では、システム100は、人のCADの検出(detection CAD)のため心音図(PCG)信号および光電式容積脈波(PPG)信号を使用している。例えば皮膚電気反射(GSR: galvanic skin response)、心電図(ECG)等の他の生体信号の使用は、十分に本開示の範囲内である。

【0022】

本開示の実施形態によれば、システム100は、人からの心音の収集のためのデジタル聴診器118を使用している。これは、心音をデジタル化し記憶するためスマートフォンに装着できる音響設計された3Dプリントキャビティを含む低コストのデジタル聴診器118である。PCGは、病院のカテーテル室(cath lab: catheterization laboratory)の非制御環境で8000Hzのサンプリング速度で

10

20

30

40

50

1 分間、各被験者からキャプチャされる。これは、システムがバックグラウンドノイズに対処するのに十分安定するように意図的に行った。その後、PPG信号を、60 Hzで指先型パルスオキシメータ120を用いて被験者の右手人差し指から収集した。測定中にHRVに関する情報を保存できるように、PPGデータ収集の期間を5分間固定した。PPG信号は、耳、つま先および額など体の他の任意の周辺部から収集することもできる。

【0023】

本開示の実施形態によれば、システム100は、信号処理モジュール108をさらに含む。信号処理モジュール108は、キャプチャされたPCG信号およびPPG信号から複数の雑音を除去するように構成されている。キャプチャされたPCG信号では、可聴域において周囲雑音の影響を極めて受けやすい。制約のある静かな環境においても、人体と聴診器の接触領域で生じる摩擦雑音により信号が大きく崩れる。雑音のあるPCGからの基本的な心音の分離は、難しい作業である。ロジスティック回帰に基づくHSMを適用して、入力データから非常に明確な1つの信号および部分的に雑音のある1つの信号について心音を分離する。こうして、基本的な心音を分離する代わりに、窓を用いたアプローチを使用した。

【0024】

心音に関する関連情報は典型的には500 Hzよりはるかに低く記憶される。ローパスフィルタを使用して500 Hzを超えるすべての周波数成分を除去する。その後、信号を小さなオーバーラップ窓に分割して、個々の心拍に対応する時間的情報を保持する。安定した心臓病患者の心拍数は30 bpmを下回らないため、2秒ごとの窓長により、あらゆる窓に少なくとも1つの完全な心拍の存在が確保される。時間および周波数領域特徴は、各窓から抽出される。

【0025】

表Iは、CAD患者が典型的には非CAD被験者と比較して、スペクトルパワー比の高い値を有するが、スペクトル重心、スペクトルロールオフ、スペクトルフラックスおよび時間領域の尖度の低い値を有することを示す。周波数領域特徴を抽出する場合、各窓の短時間フーリエ変換(STFT: Short Time Fourier Transform)を計算してスペクトルを得る。表Iでは、k番目の時間窓 $W_k(t)$ の場合、 N および $S_k(w)$ は特徴を代表するため、それぞれ窓の長さおよび対応するスペクトルパワーの振幅であると仮定した。

【0026】

【表1】

表I: データセットにおけるPCG特徴の範囲

No.	特徴名	CADの範囲 平均±標準偏差	非CADの範囲 平均±標準偏差
1	0~100Hzと100~150Hzとの平均 スペクトルパワー比	0.041±0.017	0.031±0.012
2	平均スペクトル重心 $(\sum_{\omega=1}^N \omega * S_k(\omega) / \sum_{\omega=1}^N \omega)$	563±60	589±88
3	平均スペクトルロールオフ $(0.85 * \sum_{\omega=1}^N S_k(\omega))$	2486±1660	2882±1512
4	平均スペクトルフラックス $(S_k(\omega) - S_{k-1}(\omega))$	98.21±55.28	113.22±49.82
5	全時間窓の平均尖度	18.53±5	30.79±13.95

【0027】

さらに、PPG信号も、いくつかの雑音成分を含む。その中に存在する低周波雑音は、

被験者の呼吸数（典型的には14～18回/分）に起因して生じる。いくつかの高周波数雑音成分も、モーションアーチファクトおよびセンサの回路ノイズに起因して存在する。それらを軽減させるため、キャプチャされたPPG信号は、0.5Hzおよび10Hzのカットオフ周波数を有するバンドパスフィルタに送る。図2は、PPG信号サンプルの2回の完全なサイクルを示し、その特徴の一部を表示する。表IIは、本開示に使用されるCAD被験者および非CAD被験者の様々な特徴と共にそれらの範囲を詳述する。これらのうち、特徴1、2、3、5、7、9および11はHRVに関係し、残りはパルス波形に関係する。

【0028】

【表2】

10

表II: データセットにおけるPPG特徴の範囲

No.	特徴名	CADの範囲 平均±標準偏差	非CADの範囲 平均±標準偏差
1	0～0.04HzにおけるNN間隔のスペクトルパワー	1.32±0.010	0.99±0.002
2	0.04～0.15HzにおけるNN間隔のスペクトルパワー	0.08±0.050	0.02±0.005
3	0.15～0.4HzにおけるNN間隔のスペクトルパワー	0.008±0.001	0.006±0.001
4	パルス持続時間(T_c)の平均(秒)	0.77±0.14	0.85±0.14
5	パルス持続時間(T_c)のStd	0.07±0.05	0.09±0.05
6	比較頂点時間(T_s/T_c)の平均	0.29±0.03	0.27±0.03
7	比較頂点時間(T_s/T_c)のStd	0.02±0.01	0.03±0.01
8	比較拡張期時間(T_d/T_c)の平均	0.71±0.04	0.73±0.03
9	比較拡張期時間(T_d/T_c)のstd	0.03±0.01	0.04±0.02
10	時間比(T_d/T_s)の平均	2.49±0.49	2.81±0.53
11	時間比時間(T_d/T_s)のstd	0.35±0.25	0.43±0.19

20

30

【0029】

本開示の実施形態によれば、処理されたPCG信号および処理されたPPG信号はさらに、特徴抽出モジュール110への入力として提供する。特徴抽出モジュール110は、処理された生体信号の各々から時間領域特徴、周波数領域特徴、時間-周波数領域特徴および統計的特徴を抽出する。様々な特徴のリストを表IIに掲載する。他の多くの特徴もこれら複数の生体信号から抽出することができることを理解されたい。これらの特徴は、人の心拍の形状および心拍変動(HRV)に対応する特徴の組み合わせのセットである。心拍の形状および心臓弁の機能に対応する特徴は、広帯域PCG信号を用いて抽出される。一方、詳細な心拍変動に対応する特徴は、狭帯域PPG信号およびECG信号を用いて抽出される。

40

【0030】

本開示の実施形態によれば、システム100は分類モジュール112を含む。分類モジュール112は、生体信号分類器を用いて独立に特徴の各々から人を分類するように構成されている。本例では生体信号分類器は、PPG分類器およびPCG分類器を含む。分類には機械学習方法を使用している。一実施形態では、サポートベクターマシン(SVM: support vector machine)を分類に使用する。線形SVMおよび非線形SVMの両方を研究した。そして放射基底関数(RBF: Radial Basis Function)カーネルを用いた非線形SVMが最適な性能を生み出すことが分

50

かっている。ただし人工ニューラルネットワーク (ANN: artificial neural network) およびランダムフォレスト等の他の任意の教師あり学習技術の使用も十分に本開示の範囲内である。

【0031】

本開示の実施形態によれば、システム100は、融合モジュール114および検出モジュール116をさらに含む。融合モジュール114は、PPG分類器およびPCG分類器の出力を融合するように構成されている。SVMは、最適分離超平面に訓練サンプルをフィッティングすることにより、多次元の特徴空間で2つのクラスを分離する。SVMの目的関数は、超平面と最も近い訓練サンプル(サポートベクター)との間のマージンを最大化することを目的とする。所与のサンプルの場合、超平面までの距離が長いほど、出力ク

10

【0032】

検出モジュール116は、人がCADの人かまたは非CADの人であるかどうか、その人を検出するように構成されている。人において、PCGに基づく分類器とPPGに基づく分類器との間に分類ミスマッチがある場合、本試験のデータポイントの分離超平面からの(form)絶対距離をより長くする分類器が、最終決定を行うのに信頼性の高いソース(source)と見なされる。よって、n個の独立した分類器において、ある分類器の結果がCADで+1および非CADで-1と表示される場合、被験者ごとに、最終的な値Fは以下の通り計算される。

20

【0033】

【数1】

$$F = \sum_{i=1}^n pred_i * dist_i$$

【0034】

ここでi番目の分類器(n=2、すなわちPCGおよびPPG)の場合、pred_iおよびdist_iは、予測ラベルおよびSVM超平面からのデータポイントの絶対距離値である。正の値のFは、融合後の最終的な予測ラベルをCADとして、そうでない場合は非CADとして示す。

30

【0035】

作業に関しては、人の冠動脈疾患(CAD)の検出のためのフローチャート200を図3に示す。最初にステップ202で、複数の生体信号は、複数の生体センサ102を用いて人からキャプチャされる。本例では、分類のためPCG信号およびPPG信号が使用される。次のステップ204では、複数の生体信号は、信号処理モジュール108を用いて複数の雑音を除去するため処理される。

【0036】

ステップ206では、時間領域特徴、周波数領域特徴、時間-周波数領域特徴および統計的特徴は、処理された生体信号の各々から特徴抽出モジュール110を用いて抽出される。次のステップ208では、人は、特徴の各々から生体信号分類器を用いて独立にCADまたは正常に分類される。分類は教師あり機械学習技術を用いて行われる。一実施形態では、サポートベクターマシンが分類に使用されている。

40

【0037】

ステップ210では、生体信号分類器の出力は融合モジュール114を用いて融合される。そして最後に、人の冠動脈疾患の存在が、事前に定められた基準に基づき生体信号分類器の融合された出力を用いて検出される。事前に定められた基準は、生体信号分類器の出力間に分類ミスマッチがある場合、信頼性の高い分類器は、生体信号分類器の各々のうち最も高い確率スコアを有する分類器の結果に基づき選択されることを含む。

【0038】

50

本開示の実施形態によれば、人の冠動脈疾患の検出のための方法は、以下の実験的知見を活用してバリデーションを行うことができる。実験は、26名の参加者を対象に行った。

【0039】

実験データセットは、心臓の閉塞割合が様々なCAD患者を含む一方、非CAD集団は健常被験者および非心疾患患者の両方からなる。最初に、循環器疾患の既往歴のない22~25歳の健常被験者11人を非CAD被験者として選択した。データセットには、非循環器疾患のためインドのコルカタ(Kolkata)の都市病院で処置を受けている45~68歳の患者4人も含まれた。最後に、血管造影で確定診断された38~82歳のCAD患者10人を同じ病院から選択した。よって全体は、非CAD15人およびCAD被験者10人を含む合計25人の被験者になった。10人のCAD患者のうち、2人の患者は心臓の閉塞が30%と軽微であった一方、残りは閉塞が80%であった。すべての被験者に実験の目的について話し、全データセットを匿名で保存した。

10

【0040】

心音収集のための社内のデジタル聴診器。これは、心音をデジタル化し記憶するためスマートフォンに装着できる、音響設計された3Dプリントキャビティを含む低コストのデジタル聴診器である。PCGは、病院のカテテル室(cath lab)の非制御環境において8000Hzのサンプリング速度で1分間被験者それぞれからキャプチャする。これは、我々のシステムがバックグラウンドノイズに対処するのに十分安定するように意図的に行った。その後、PPG信号を、60Hzで指先型パルスオキシメータを用いて被験者の右手人差し指から収集した。測定中にHRVに関する情報を保存できるように、PPGデータ収集の期間を5分間固定した。

20

【0041】

比較的に小さなデータセットに関する網羅的バリデーションの場合、結果の報告にLeave One Outクロスバリデーション(LOOCV: Leave One Out Cross Validation)アプローチを使用した。性能解析は、CAD患者を特定する感度(Sensitivity)および特異度(Specificity)の点から行った。全体正解率を $Acc = (Se + Sp) / 2$ として測定する。

【0042】

図4は、本稿で研究した様々な方法間の比較分析を、いくつかの一般的な従来の技術と共に示す。PCGの従来技術は、CADを特定するため自己回帰(AR: autoregressive)モデルを用いてPCGの拡張期部分をモデル化する一方、PPGの従来技術は、比較頂点時間(relative crest time)を識別的特徴と見なすPPGに基づくアプローチである。我々の提案したPCG特徴およびPPG特徴は従来技術より優れていることが観察できる。しかしながら、それらのいずれにより得られた感度スコアも、大部分が不満足である(0:6)。単純な特徴レベル融合も行った。この融合では、16個の特徴(5個のPCG特徴+11個のPPG特徴)をすべて組み合わせて分類のための複合特徴セットを形成する。感度(0:8)の向上にもかかわらず、特異度(0:7)が下がり、全体正解率スコアは先の方法と類似することが観察される。その後、単純多数決を用いた融合をベンチマークアプローチとして判定レベルで適用した。ここで分類器のいずれかが被験者をCADに区分する場合、その被験者をCADと宣言する。このアプローチにおいて非常に高い感度(0:9)が達成されるものの、特異度は著しく下がり(0:67)、結果として全体正解率(0:79)の向上は最低限にとどまる。

30

40

【0043】

感度(0:8)および特異度(0:93)双方の著しい向上は、提案した超平面を用いた融合アプローチを組み込むことにより同時に達成することができ、結果としてすべての中で最高の正答率($Acc = 0.87$)をもたらす。図5は、全被験者について融合技術の詳細な結果を掲載する。ここでは、融合の効果を示すためSVM超平面からの絶対距離値と共に両方の分類器による予測ラベルを示した。

50

【 0 0 4 4 】

図 5 (a) に示すように、 1 0 人の C A D 被験者のうち、 6 症例で P P G 分類器と P C G 分類器との間にミスマッチがある。そうした 6 症例のうち 5 つ (被験者 1 0 を除く) では、提案した融合技術により正しい判定が得られる。しかしながら、非 C A D 被験者では、 1 5 症例のうち 5 つ (図 5 (b) の被験者 3、 6、 9、 1 2 および 1 3) にこの判定のミスマッチがあり、提案した融合技術は、それら 5 つの不一致のうち 4 つを正しく解決できた。より厳密な検査から、 3 0 % 閉塞を有するボーダーラインの C A D 患者 2 人のうち 1 人 (図 5 (a) の被験者 5) は、 P P G 分類器および P C G 分類器の両方で分類されないことがさらに明らかになった。考えられる理由は、そうした被験者の P P G 特徴および P C G 特徴が重度の C A D 患者よりむしろ正常な人に類似しているためである。故にそうした被験者は、医師によっても特定するのが非常に難しい。誤検出された唯一の非 C A D 被験者 (図 5 (b) の被験者 6) は、喘息関連問題の処置を受けている患者であった。 P P G 分類器で正しく検出されたにもかかわらず、融合アルゴリズムでは、 P C G 分類器が C A D として与える高い信頼度スコアによりこの被験者を特定できない。喘息患者の P C G 特徴が C A D 患者の何らかの類似性を含むのかどうかは現時点では不明である。

10

【 0 0 4 5 】

一方、保護の範囲は、そうしたプログラムに加えて、メッセージを中に有するコンピュータ可読手段に及ぶことが理解されよう。そうしたコンピュータ可読記憶手段は、プログラムがサーバもしくは携帯デバイスまたは任意の好適なプログラム可能デバイス上で実行する場合、本方法の 1 つまたは複数のステップを実装するプログラムコード手段を含む。ハードウェアデバイスは、たとえばサーバもしくはパーソナルコンピュータまたは同種のもののような任意の種類のコンピュータあるいはそれらの任意の組み合わせを含む、プログラム可能などのような種類のデバイスであってもよい。デバイスは、たとえば特定用途向け集積回路 (A S I C : a p p l i c a t i o n - s p e c i f i c i n t e g r a t e d c i r c u i t)、フィールドプログラマブルゲートアレイ (F P G A : f i e l d - p r o g r a m m a b l e g a t e a r r a y) のようなハードウェア手段、あるいはハードウェア手段とソフトウェア手段との組み合わせ、たとえば A S I C および F P G A、または少なくとも 1 つのマイクロプロセッサおよび中にソフトウェアモジュールが所在する少なくとも 1 つのメモリであってもよい各手段をさらに含んでもよい。よって、本手段は、ハードウェア手段およびソフトウェア手段の両方を含んでもよい。本明細書に記載の方法実施形態は、ハードウェアおよびソフトウェアに実装することができる。本デバイスは、ソフトウェア手段をさらに含んでもよい。あるいは、実施形態は、たとえば複数の C P U を用いて異なるハードウェアデバイス上に実装してもよい。

20

30

【 0 0 4 6 】

本明細書の実施形態は、ハードウェア要素およびソフトウェア要素を含んでもよい。ソフトウェアに実装される実施形態として、以下に限定されるものではないが、ファームウェア、常駐ソフトウェア、マイクロコード等が挙げられる。本明細書に記載の様々なモジュールにより実行される機能は、他のモジュールまたは他のモジュールの組み合わせに実装されてもよい。本記載の目的上、コンピュータ使用可能またはコンピュータ可読媒体は、命令実行システム、装置またはデバイスにより使用される、あるいはそれらに関連して使用されるプログラムを含む、記憶する、通信する、伝播する、または搬送することができるどのような装置であってもよい。

40

【 0 0 4 7 】

媒体は、電子、磁気、光学、電磁気、赤外線もしくは半導体のシステム (または装置またはデバイス) あるいは伝播媒体であってもよい。コンピュータ可読媒体の例として、半導体またはソリッドステートメモリ、磁気テープ、取り外し可能コンピュータディスク、ランダムアクセスメモリ (R A M : r a n d o m a c c e s s m e m o r y)、読み出し専用メモリ (R O M : r e a d - o n l y m e m o r y)、剛性磁気ディスクおよび光ディスクが挙げられる。光ディスクの現在の例として、コンパクトディスク読み出し専用メモリ (C D - R O M : c o m p a c t d i s k - r e a d o n l y m e

50

mory)、コンパクトディスク読み取り/書き込み(CD-R/W: compact disk-read/write)およびDVDが挙げられる。

【0048】

プログラムコードを記憶および/または実行するのに好適なデータ処理システムは、システムバスを通してメモリ要素に直接的または間接的に結合された少なくとも1つのプロセッサを含む。メモリ要素は、プログラムコードの実際の実行の間に利用されるローカルメモリと、大容量記憶装置と、実行中に大容量記憶装置からコードを読み出なければならない回数を減らすため少なくとも一部のプログラムコードの一時記憶を行うキャッシュメモリとを含んでもよい。

【0049】

入力/出力(I/O: input/output)デバイス(キーボード、ディスプレイ、ポインティングデバイス等があるが、それらに限定されるものではない)は、直接または介在するI/Oコントローラを介して、システムに結合することができる。システムにネットワークアダプタをさらに結合して、介在するプライベートネットワークまたはパブリックネットワークを介してデータ処理システムが他のデータ処理システムまたはリモートプリンタまたは記憶デバイスに結合できるようにしてもよい。現在利用可能なネットワークアダプタのタイプのほんの一部としてモデム、ケーブルモデムおよびイーサネットカードがある。

【0050】

実施形態を実施するための代表的なハードウェア環境は、本明細書の実施形態による情報処理/コンピュータシステムのハードウェア構成を含んでもよい。本明細書のシステムは、少なくとも1つのプロセッサまたは中央処理装置(CPU: central processing unit)を含む。CPUは、ランダムアクセスメモリ(RAM)、読み出し専用メモリ(ROM)および入力/出力(I/O)アダプタなどの様々なデバイスにシステムバスを介して相互接続される。I/Oアダプタは、ディスクユニットおよびテープドライブなどの周辺デバイス、またはシステムにより読み取り可能な他のプログラム記憶デバイスに接続できる。システムは、プログラム記憶デバイス上の本発明の命令を読み取り、それらの命令に従い本発明の実施形態の方法を実行することができる。

【0051】

システムは、キーボード、マウス、スピーカ、マイクロホンおよび/またはタッチスクリーンデバイス(図示せず)などの他のユーザインターフェースデバイスをバスに接続してユーザ入力を集合させるユーザインタ-フェースアダプタをさらに含む。加えて、通信アダプタは、データ処理ネットワークにバスを接続し、ディスプレイアダプタは、たとえばモニタ、プリンタまたは送信機などの出力デバイスとして具現化してもよいディスプレイデバイスにバスを接続する。種々の実施形態を参照しながら前述の説明を提示してきた。本出願の属する技術分野の当業者は、記載された動作の構造および方法における変形および変化を、原理、精神および範囲から重大な逸脱をすることなく、施し得ることを理解するであろう。

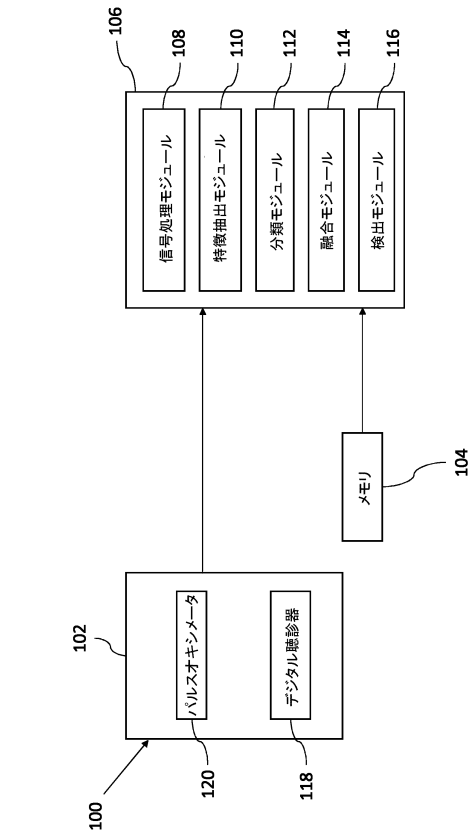
10

20

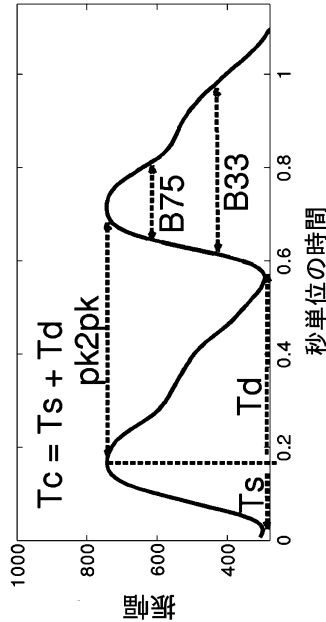
30

40

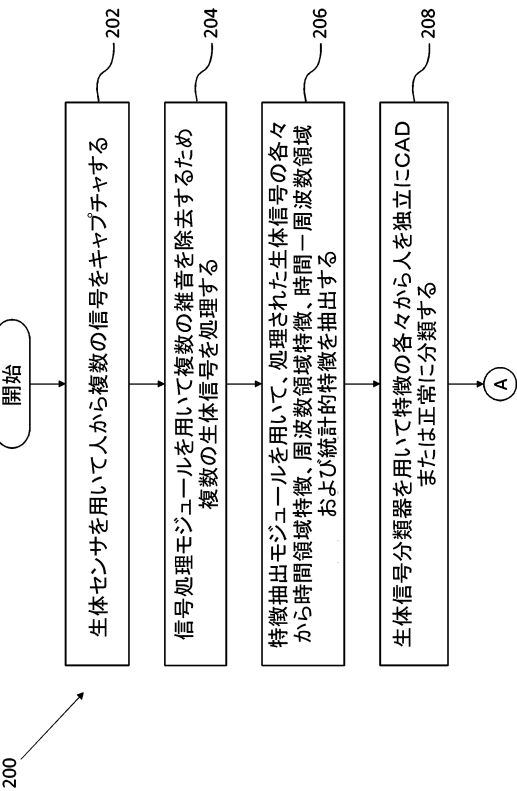
【図 1】



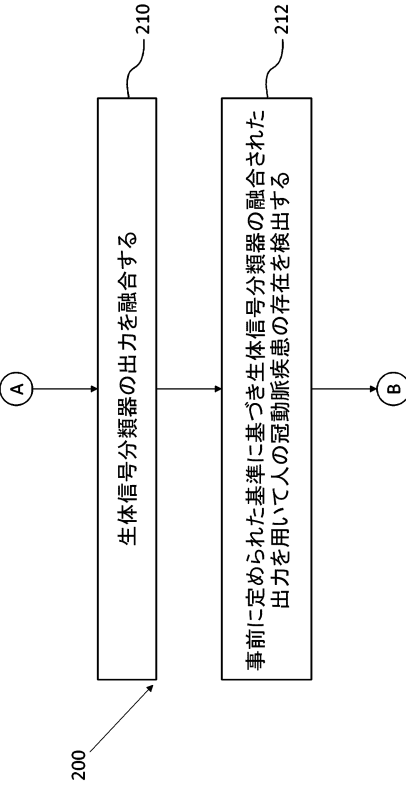
【図 2】



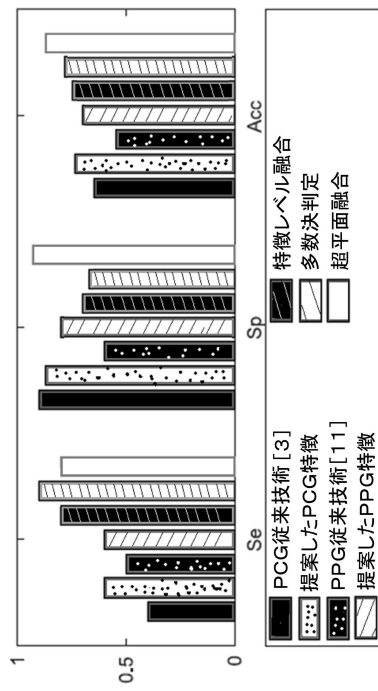
【図 3 A】



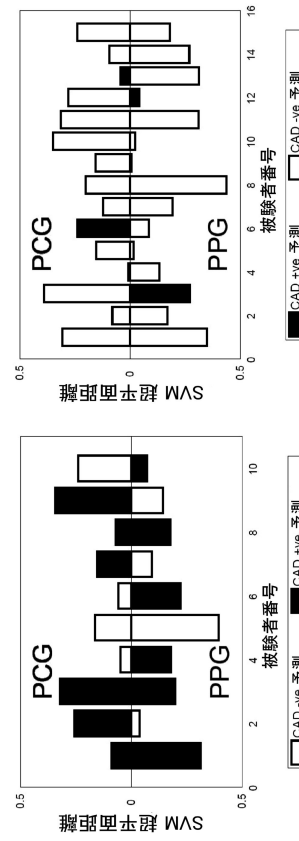
【図 3 B】



【図 4】



【図 5】



5 (a)

5 (b)

 フロントページの続き

- (74)代理人 100165157
弁理士 芝 哲央
- (74)代理人 100205659
弁理士 齋藤 拓也
- (74)代理人 100126000
弁理士 岩池 満
- (74)代理人 100185269
弁理士 小菅 一弘
- (72)発明者 パネルジー ロハン
インド国 ウエスト ベンガル コルカタ 700160 ラジャールハット ニュー タウン
エコスペース プロット - アイアイエフ / 12 ビルディング 1ビー タタ コンサルタンシー
サービスズ リミテッド
- (72)発明者 チョウドゥリー アニルバン ドウッタ
インド国 ウエスト ベンガル コルカタ 700160 ラジャールハット ニュー タウン
エコスペース プロット - アイアイエフ / 12 ビルディング 1ビー タタ コンサルタンシー
サービスズ リミテッド
- (72)発明者 パル アルバン
インド国 ウエスト ベンガル コルカタ 700160 ラジャールハット ニュー タウン
エコスペース プロット - アイアイエフ / 12 ビルディング 1ビー タタ コンサルタンシー
サービスズ リミテッド
- (72)発明者 デシュバンデ パリジャット ディリブ
インド国 マハラシュトラ プネ 411013 ティーアールディーディーシー 54ビー ハ
ダブサール インダストリアル エステート タタ コンサルタンシー サービスズ リミテッド
- (72)発明者 マンダナ カヤパンダ ムタナ
インド国 ウエスト ベンガル コルカタ 700107 アナンダプール イー . エム . パイ
パス ロード 730 ホルティス ホスピタルズ
- (72)発明者 ヴェンバダ ラム レッディ
インド国 カルナタカ バンガロール 560066 ケー . アール . プラム ホブリ ホワイ
トフィールド (2 ステージ) フーディー ビレッジ イーピーアイビー ゾーン ナンバー
152 (エスワイ ナンバー 147、157 アンド 158) エスイーズィー "エイ
チ" ブロック ゴパラン エンタープライゼズ ビーヴィティー リミテッド (グローバル ア
クシス) タタ コンサルタンシー サービスズ リミテッド

合議体

審判長 森 竜介
審判官 渡戸 正義
審判官 伊藤 幸仙

- (56)参考文献 国際公開第2016/162838 (WO, A1)
米国特許出願公開第2017/0032221 (US, A1)
特開2012-55471 (JP, A)
特開2003-116801 (JP, A)
特表2012-504454 (JP, A)
米国特許出願公開第2013/0274624 (US, A1)
特開2009-022639 (JP, A)
特開2005-253610 (JP, A)
特開2011-212364 (JP, A)
特開2003-275186 (JP, A)

特開 2 0 1 4 - 0 8 7 5 4 3 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B5/00-5/22

A61B10/00