(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7230385号
(P7230385)

(45)発行日　令和5年3月1日(2023.3.1)

(24)登録日　令和5年2月20日(2023.2.20)

(51)国際特許分類

		FI		
Ａ６１Ｂ	*5/02 (2006.01)*	Ａ６１Ｂ	5/02	３１０Ｊ
Ａ６１Ｂ	*5/087(2006.01)*	Ａ６１Ｂ	5/087	

請求項の数　9　（全16頁）

(21)出願番号　特願2018-171654(P2018-171654)
(22)出願日　平成30年9月13日(2018.9.13)
(65)公開番号　特開2020-39799(P2020-39799A)
(43)公開日　令和2年3月19日(2020.3.19)
審査請求日　令和3年8月25日(2021.8.25)

(73)特許権者　000004695
株式会社ＳＯＫＥＮ
愛知県日進市米野木町南山５００番地２０
(73)特許権者　000004260
株式会社デンソー
愛知県刈谷市昭和町１丁目１番地
(74)代理人　110001128
弁理士法人ゆうあい特許事務所
(72)発明者　柴田 俊輔
愛知県日進市米野木町南山５００番地２０　株式会社ＳＯＫＥＮ内
(72)発明者　齋藤 隆
愛知県日進市米野木町南山５００番地２０　株式会社ＳＯＫＥＮ内

最終頁に続く

(54)【発明の名称】　生体情報検出装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

生体情報を含む元信号を人体から取得する信号取得部（３）と、

前記信号取得部で取得した元信号から生体情報を算出する演算部（７）と、を備える生体情報検出装置において、

前記演算部は、

元信号を周波数特性に変換するとともに、

遅延時間を複数の時間に設定し、その設定した複数の遅延時間それぞれで元信号の位相をずらした複数の遅延信号を生成した上で、元信号と複数の遅延信号とから複数のノイズの周波数特性を算出し、

元信号の周波数特性から複数のノイズの周波数特性を除去して得られる複数のノイズ除去後の周波数特性から生体情報を算出する、生体情報検出装置。

【請求項２】

前記演算部は、元信号の周波数特性から複数のノイズの周波数特性を除去して得られる複数のノイズ除去後の周波数特性それぞれの平均値を、生体情報を算出するための代表値とする、請求項１に記載の生体情報検出装置。

【請求項３】

前記演算部は、元信号の周波数特性から複数のノイズの周波数特性を除去して得られる複数のノイズ除去後の周波数特性それぞれの抽出値から生体情報を算出するための代表値を抽出し、

前記代表値は、複数のノイズ除去後の周波数特性のうち、「抽出値を除く各周波数の強度の平均値」に対する「抽出値の強度」の比が最も大きいノイズ除去後の周波数特性の抽出値とされる、請求項１に記載の生体情報検出装置。
【請求項４】
複数のノイズ除去後の周波数特性において「抽出値を除く各周波数の強度の平均値」に対する「抽出値の強度」の比がいずれも所定の閾値より低い場合、算出された生体情報を異常値であると判定する、請求項１ないし３のいずれか１つに記載の生体情報検出装置。
【請求項５】
前記演算部が算出する生体情報は、所定の周波数範囲で変化する周期的な信号であり、
前記遅延時間は、その生体情報に関する一般的な周期の範囲で設定される、請求項１ないし４のいずれか１つに記載の生体情報検出装置。
【請求項６】
前記演算部が算出する生体情報が心拍の場合、前記遅延時間は、０．５～１秒の間で設定される、請求項５に記載の生体情報検出装置。
【請求項７】
前記演算部が算出する生体情報が呼吸数の場合、前記遅延時間は、３～５秒の間で設定される、請求項５に記載の生体情報検出装置。
【請求項８】
前記演算部は、元信号の位相をずらして遅延信号を生成するための前記遅延時間を、過去に設定した時間に基づいて設定する、請求項１ないし７のいずれか１つに記載の生体情報検出装置。
【請求項９】
前記演算部は、
生体情報の周波数近傍の周波数帯のみを通過させるフィルタ回路に元信号を通した信号を周波数特性に変換して元信号の周波数特性とし、
前記フィルタ回路に元信号を通した信号の位相を所定の遅延時間ずらした遅延信号を生成し、
前記フィルタ回路に元信号を通した信号と遅延信号とを差分した信号を周波数特性に変換してノイズの周波数特性とする、請求項１ないし８のいずれか１つに記載の生体情報検出装置。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、心拍等の生体情報を検出する生体情報検出装置に関するものである。
【背景技術】
【０００２】
現在開発が進められている自動運転システムにおいて、所定の指標レベル以下（例えばＮＨＴＳＡの指標レベル３以下）では、ドライバの監視下で作動し、運転責任はドライバが負うものとされている。一方、自動運転システムによりドライバの心理的負担が減り、ドライバの覚醒度が低下することが多くの学会で報告されている。そのため、近年、ドライバの覚醒度を検出し、その結果に応じて警告表示等を行うシステムの開発が進められている。
【０００３】
ドライバの覚醒度を検出するために、心拍数や呼吸数を計測する場合、「運転の妨げにならないこと」「常時計測が必要であること」といった制約から、ドライバの体に対して非接触式の手法による計測が望まれる。非接触式の手法として、一般的には、超音波式、電波式、圧電センサ式等があるが、いずれも外部からのノイズ成分によりＳＮ(signal-to-noise)比が低下するといった問題がある。
【０００４】
特許文献１には、人体から検出される元信号に含まれるノイズ成分を除去する手法とし

て、心拍に関する統計値を用いてフィルタ回路を設計する技術が記載されている。この技術は、人体から検出される元信号に含まれる心拍近傍の周波数帯よりも高周波領域および低周波領域のノイズ成分をフィルタ回路によって除去し、元信号に含まれる生体情報を検出するものである。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００５】

【文献】特開２０１３－１５３７８２号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

しかしながら、特許文献１に記載の技術では、ドライバ個人毎に心拍数がばらつくために、ノイズ成分を除去するための高周波領域および低周波領域を絞り込むことができないといった問題がある。そのため、この技術では、心拍数近傍の周波数帯のノイズをフィルタ回路によって除去することが困難であり、生体情報の検出精度が悪化するおそれがある。

【０００７】

本発明は上記点に鑑みて、生体情報の検出精度を向上することの可能な生体情報検出装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【０００８】

上記目的を達成するため、請求項１に係る発明は、

生体情報を含む元信号を人体から取得する信号取得部（３）と、

信号取得部で取得した元信号から生体情報を算出する演算部（７）と、を備える生体情報検出装置において、

演算部は、

元信号を周波数特性に変換するとともに、

遅延時間を複数の時間に設定し、その設定した複数の遅延時間それぞれで元信号の位相をずらした複数の遅延信号を生成した上で、元信号と複数の遅延信号とから複数のノイズの周波数特性を算出し、

元信号の周波数特性から複数のノイズの周波数特性を除去して得られる複数のノイズ除去後の周波数特性から生体情報を算出する。

【０００９】

これによれば、生体情報検出装置は、元信号を周波数特性に変換し、その元信号の周波数特性からノイズの周波数特性を除去することで、生体情報に対応する周波数を有する周波数特性を得る。その生体情報が例えば心拍や呼吸数であれば、その生体情報の周波数（Ｈｚ）を６０倍して、１分間の心拍数または呼吸数を算出することが可能である。このように、生体情報検出装置は、元信号の周波数特性とノイズの周波数特性との差に基づいて生体情報を算出することで、生体情報の検出精度を向上することができる。なお、ノイズの周波数特性は、後述するように生体情報の周期性を利用して元信号から算出してもよく、または、車速などに応じたものを予めメモリに記憶しておいてもよい。

【００１０】

なお、各構成要素等に付された括弧付きの参照符号は、その構成要素等と後述する実施形態に記載の具体的な構成要素等との対応関係の一例を示すものである。

【図面の簡単な説明】

【００１１】

【図１】第１実施形態に係る生体情報検出装置の構成を示すブロック図である。

【図２】第１実施形態に係る生体情報検出装置の機能を説明するための説明図である。

【図３】第１実施形態の生体情報検出のアルゴリズムを示すフローチャートである。

【図４】元信号、遅延信号、及びそれらの差分信号を説明するためのグラフである。

【図５】ノイズの周波数特性を説明するためのグラフである。

【図６】元信号の周波数特性を説明するためのグラフである。
【図７】ノイズ除去後の周波数特性を説明するためのグラフである。
【図８】第２実施形態の生体情報検出のアルゴリズムを示すフローチャートである。
【図９】ノイズ除去後の周波数特性を説明するためのグラフである。
【図１０】第３実施形態の生体情報検出のアルゴリズムを示すフローチャートである。
【図１１】第４実施形態の生体情報検出のアルゴリズムを示すフローチャートである。
【図１２】一般的な生体情報検出のアルゴリズムを示すフローチャートである。
【図１３】生体センサから出力される元信号を示すグラフである。
【図１４】元信号をフィルタ回路に通した信号を示すグラフである。
【図１５】元信号をフィルタ回路に通した信号の周波数特性を示すグラフである。
【図１６】図１５の周波数特性から心拍数を算出する方法を説明するための説明図である。
【発明を実施するための形態】
【００１２】
（一般的な生体情報の検出のアルゴリズム）
生体情報検出装置は、人体に設けられた生体センサから出力される生体信号（以下、元信号という）の処理を行い、心拍または呼吸数などの生体情報を検出するように構成されたものである。なお、生体情報検出装置は、ＣＰＵ、ＲＯＭ、ＲＡＭ、Ｉ／Ｏなどを備えた周知のマイクロコンピュータによって構成されている。
【００１３】
本発明の複数の実施形態に係る生体情報検出装置について説明する前に、まず、一般的な生体情報検出装置が行う生体情報の検出のアルゴリズムについて、図１２のフローチャート、および図１３～図１６のグラフを参照して説明する。ここでは、生体情報として心拍を例にして説明する。なお、以下の説明において、生体情報検出装置を、単に「検出装置」ということがある。
【００１４】
一般的な生体情報の検出のアルゴリズムでは、まず、図１２のフローチャートのステップＳ１において、検出装置は、生体センサから出力される元信号を取得する。図１３に示すように、この元信号は、心拍とノイズを含む時間波形である。
【００１５】
次に、ステップＳ２において、検出装置は、元信号を所定のフィルタ回路に通す。このフィルタ回路は、生体情報の周波数近傍の周波数帯よりも高周波領域および低周波領域のノイズ成分を除去し、生体情報の周波数近傍の周波数帯のみを通過させる、いわゆる周波数フィルタである。これにより、図１４に示すように、元信号は、生体情報の周波数近傍の周波数帯に絞られる。
【００１６】
続いて、ステップＳ３において、検出装置は、上記のフィルタ回路を通過した時間波形に対しフーリエ変換等の処理を行い、周波数特性に変換する。これにより、図１５に示すように、周波数特性に変換される。なお、周波数特性とは、時間波形に含まれる複数の周波数ごとの強度を示したものである。
【００１７】
次に、ステップＳ４において、検出装置は、周波数特性のうち強度（ｄＢ）が最も大きい箇所の周波数を抽出する。図１６では、その箇所に符号Ｐを付して示している。
続いて、ステップＳ５において、検出装置は、その符号Ｐを付した箇所の周波数（Ｈｚ）に６０を掛けることにより、心拍数、すなわち１分間の拍動の数を算出する。
【００１８】
以上説明した一般的な生体情報の検出のアルゴリズムでは、ステップＳ２の処理でフィルタ回路を通過した時間波形にノイズが殆ど含まれていない場合、ステップＳ４の処理で抽出される周波数が心拍数に対応したものとなる。
【００１９】
しかし、一般的な生体情報の検出のアルゴリズムでは、ステップＳ２の処理でフィルタ

回路を通過した時間波形に、心拍近傍の周波数帯のノイズが含まれることがある。そのため、ステップＳ３の処理後の周波数特性では、心拍数に対応した周波数とは異なる周波数が抽出されることがある。その場合、ステップＳ４の処理で抽出される周波数が、心拍数に対応した周波数とは異なるものとなり、ステップＳ５で算出される心拍数の精度が悪化するおそれがある。

【００２０】

以上、一般的な生体情報の検出のアルゴリズムについて説明した。これに対し、以下に説明する本発明の複数の実施形態に係る生体情報検出装置は、生体情報の検出精度を向上することの可能なものである。

【００２１】

（第１実施形態）

次に、本発明の第１実施形態について、図１～図７を参照して説明する。第１実施形態に係る生体情報検出装置１は、例えば自動運転車に搭載され、ドライバの心拍等の生体情報を検出することに用いられるものである。

【００２２】

図１に示すように、生体情報検出装置１は、生体センサ２から出力される元信号を取得し、その元信号を処理することにより、生体情報を検出するように構成されている。本実施形態では、生体情報検出装置１は、生体情報の一例として心拍を検出するものとして説明する。なお、心拍は、所定の周波数範囲で変化する周期的な信号である。

【００２３】

生体センサ２は、人体に接触または非接触で設けられ、心拍などの生体情報を含む元信号を出力するセンサである。このような生体センサ２として、例えば、超音波式センサ、電波式センサ、圧電センサなどがある。

【００２４】

生体情報検出装置１は、ＣＰＵ、ＲＯＭ、ＲＡＭ、Ｉ／Ｏなどを備えた周知のマイクロコンピュータによって構成され、ＲＯＭ等に記憶されたプログラムに従って信号の処理を行うように構成されている。そして、生体情報検出装置１は、信号の処理を行う機能部として、信号取得部３、遅延信号生成部４、ノイズ周波数特性算出部５、および生体信号周波数特性算出部６などを備えている。

【００２５】

信号取得部３は、生体センサ２から出力される元信号を取得する機能を有している。遅延信号生成部４、ノイズ周波数特性算出部５および生体信号周波数特性算出部６は、信号取得部３で取得した元信号から生体情報を算出するための演算部７を構成している。

【００２６】

図１および図２を参照しつつ、演算部７を構成する遅延信号生成部４、ノイズ周波数特性算出部５および生体信号周波数特性算出部６の機能について説明する。なお、図２では、信号取得部３で取得した元信号を、「時間波形」として表記している。

【００２７】

遅延信号生成部４は、元信号の位相をずらした遅延信号を生成する機能を有している。なお、遅延信号生成部４は、遅延時間を、心拍の１周期に自然数を掛けた時間、またはそれに近い時間とすることが好ましい。

【００２８】

ノイズ周波数特性算出部５は、元信号と遅延信号とを差分することでノイズの時間波形を生成する機能を有している。さらに、ノイズ周波数特性算出部５は、そのノイズの時間波形にフーリエ変換等の処理を行うことで、ノイズの周波数特性を算出する機能を有している。

【００２９】

生体信号周波数特性算出部６は、元信号にフーリエ変換等の処理を行うことで、元信号の周波数特性を算出する機能を有している。そして、生体信号周波数特性算出部６は、元信号の周波数特性からノイズの周波数特性を除去して得られるノイズ除去後の周波数特性

の抽出値により生体情報を算出する機能を有している。

【００３０】

続いて、第１実施形態の生体情報検出装置１が行う生体情報の検出のアルゴリズムについて、図３のフローチャート、および図４～図７のグラフを参照して説明する。

【００３１】

まず、図３のフローチャートのステップＳ１０で信号取得部３は、生体センサ２から出力される元信号を取得する。この元信号は、心拍とノイズを含む時間波形である。図４（Ａ）ではその元信号の時間波形に関し、説明のため、元信号に含まれる心拍信号とノイズ信号を分けて示している。すなわち、元信号に含まれる心拍信号を太線Ｈで示し、ノイズ信号を細線Ｎで示している。但し、信号取得部３で取得される元信号は、上述の一般的な生体情報の検出のアルゴリズムの説明にて図１３のグラフに示したように、心拍信号とノイズ信号を含む一つの時間波形として取得される。

【００３２】

次に、ステップＳ２０で遅延信号生成部４は、元信号の位相をずらした遅延信号を生成する。この元信号も、心拍信号とノイズ信号を含む時間波形である。図４（Ｂ）は、元信号に含まれる心拍の１周期分をずらした遅延信号を示している。このように、元信号の位相をずらすための遅延時間は、心拍の１周期、または、心拍の１周期に自然数を掛けた時間、または、それに近い時間であることが好ましい。

【００３３】

具体的には、遅延信号生成部４は、その複数の遅延時間を０．５～１秒の間で設定する。一般的に、平常時の人の心拍数は、１２０回／分（すなわち２Ｈｚ）～６０回／分（すなわち１Ｈｚ）である可能性が高い。この範囲は、心拍数に関する統計上、標準偏差３σの範囲内である。そのため、遅延信号生成部４は、複数の遅延時間を０．５～１秒の間で設定することで、遅延信号と元信号との位相のずれを心拍の周期またはそれに近いものとすることが可能である。

【００３４】

続いて、ステップＳ３０で演算部７は、元信号と遅延信号とを差分した信号を生成する。図４（Ｃ）は、図４（Ａ）で示した元信号と、図４（Ｂ）で示した遅延信号とを差分した信号、すなわちノイズの時間波形を示している。遅延信号と元信号との位相のずれが心拍の周期と同一であれば、このノイズの時間波形は、ノイズのみの時間波形となる。なお、遅延信号と元信号との位相のずれが心拍の周期とは異なる場合、ノイズのみの周波数特性に対して心拍信号同士のずれに起因する周波数が付加されることになる。しかし、遅延信号と元信号との位相のずれが心拍の周期に近い場合、ノイズのみの周波数特性に対して心拍信号同士のずれに起因して付加される周波数の信号強度は小さいものとなる。

【００３５】

続いて、ステップＳ４０でノイズ周波数特性算出部５は、元信号と遅延信号とを差分した信号、すなわちノイズの時間波形に対しフーリエ変換等の処理を行うことで、ノイズの周波数特性を算出する。図５は、図４（Ｃ）で示したノイズの時間波形に対しフーリエ変換等の処理を行うことで算出したノイズの周波数特性を示している。

【００３６】

一方、ステップＳ５０で演算部７は、元信号に対してもフーリエ変換等の処理を行うことで、元信号の周波数特性を算出する。図６は、図４（Ａ）で示した元信号の時間波形に対しフーリエ変換等の処理を行うことで算出した元信号の周波数特性を示している。

【００３７】

次に、ステップＳ６０で生体信号周波数特性算出部６は、元信号の周波数特性からノイズの周波数特性を除去した周波数特性を算出する。図７は、図６で示した元信号の周波数特性から、図５で示したノイズの周波数特性を除去して算出された周波数特性を示している。この周波数特性を、ノイズ除去後の周波数特性ということとする。

そして、生体信号周波数特性算出部６は、そのノイズ除去後の周波数特性のうち強度が最も大きい箇所の周波数を抽出する。図７では、その箇所に符号Ｐを付して示している。

【００３８】
続いて、ステップＳ７０で演算部７は、その符号Ｐを付した箇所の周波数（Ｈｚ）に６０を掛けることにより、心拍数、すなわち１分間の拍動の数を算出する。
【００３９】
以上説明した第１実施形態の生体情報検出装置１は、次の作用効果を奏するものである。
（１）第１実施形態では、生体情報検出装置１は、信号取得部３で取得した元信号を周波数特性に変換し、その元信号の周波数特性からノイズの周波数特性を除去する。すなわち、元信号の時間波形とノイズの時間波形を共に周波数特性に変換した上で、両者の周波数特性の差分を算出することで、生体情報の周波数を有するノイズ除去後の周波数特性を得るものである。その生体情報が例えば心拍であれば、その生体情報の周波数（Ｈｚ）を６０倍して、１分間の心拍数を算出することが可能である。このように、生体情報検出装置１は、元信号の周波数特性とノイズの周波数特性との差分に基づいて生体情報を算出することで、生体情報の検出精度を向上することができる。
【００４０】
（２）第１実施形態では、演算部７は、元信号の位相を所定の遅延時間ずらした遅延信号を生成し、その遅延信号と元信号とを差分した信号を周波数特性に変換してノイズの周波数特性とする。
これによれば、心拍等の生体情報は所定の周期性を有する。そのため、遅延信号を生成するための遅延時間を、生体情報の周期に自然数を掛けたもの、またはそれに近いものにすることで、遅延信号と元信号とを差分した信号は、ノイズの時間波形となる。そのため、そのノイズの時間波形を周波数特性に変換したノイズの周波数特性を、元信号の周波数特性から除去すれば、生体情報の周波数を有するノイズ除去後の周波数特性を得ることが可能である。
【００４１】
（３）第１実施形態では、演算部７が算出する生体情報は、所定の周波数の範囲内で変化する周期的な信号である。第１実施形態では、生体情報検出装置１が検出する生体情報を心拍として説明したが、それ以外の周期的な生体情報として、例えば呼吸数、脈拍などが挙げられる。その場合、遅延信号を生成するための遅延時間は、その生体情報に関する一般的な周期の範囲で設定される。なお、生体情報に関する一般的な周期の範囲として、例えば、生体情報に関する周期の統計上、標準偏差３σの範囲内とすることが可能である。
【００４２】
（第２実施形態）
第２実施形態について説明する。第２実施形態は、第１実施形態に対して、生体情報の検出のアルゴリズムの一部を変更したものであり、その他については第１実施形態と同様であるため、第１実施形態と異なる部分についてのみ説明する。
【００４３】
第２実施形態の生体情報検出装置１が行う生体情報検出のアルゴリズムについて、図８のフローチャートを参照して説明する。なお、以下に説明する複数の実施形態で参照する各図面に記載のフローチャートにおいて、上述した第１実施形態の説明で参照した図３のフローチャートと実質的に同一のステップには、同一の符号を付している。
【００４４】
まず、図８のフローチャートのステップＳ１０は、第１実施形態と同様に、信号取得部３が、生体センサ２から出力される元信号を取得する。この元信号は、心拍とノイズを含む時間波形である。
【００４５】
次に、ステップＳ２１で遅延信号生成部４は、元信号の位相をずらした複数の遅延信号を生成する。第２実施形態では、遅延信号生成部４は、元信号の位相をずらすための遅延時間を、複数の時間に設定し、複数の遅延信号を生成する。その際、遅延信号生成部４は、その複数の遅延時間を、第１実施形態と同様に、０．５～１秒の間で設定する。これにより、遅延信号と元信号との位相のずれを心拍の周期またはそれに近いものとすることが

可能である。
【００４６】
続いて、ステップＳ３１で演算部７は、元信号と遅延信号とを差分した信号、すなわちノイズの時間波形を生成する。なお、上述したステップＳ２１で遅延信号生成部４は複数の遅延信号を生成するので、ステップＳ３１で演算部７は複数のノイズの時間波形を生成する。
【００４７】
続いて、ステップＳ４１でノイズ周波数特性算出部５は、複数のノイズの時間波形に対してそれぞれフーリエ変換等の処理を行うことで、複数のノイズ周波数特性を算出する。
【００４８】
一方、ステップＳ５０で演算部７は、第１実施形態と同様に、元信号に対してもフーリエ変換等の処理を行うことで、元信号の周波数特性を算出する。
【００４９】
そして、ステップＳ６１で生体信号周波数特性算出部６は、元信号の周波数特性から、ステップＳ４１で算出した複数のノイズ周波数特性をそれぞれ除去し、複数のノイズ除去後の周波数特性を算出する。そして、その複数のノイズ除去後の周波数特性それぞれにおいて、心拍に関する周波数を抽出する。この処理で、ノイズ除去後の周波数特性から抽出された値を抽出値ということとする。抽出値は、ノイズ除去後の周波数特性の中で強度（ｄＢ）が最も大きいピーク周波数とされることもあり、または、ピークから少しずれた周波数帯とされることもある。
【００５０】
次に、ステップＳ６５で演算部７は、複数のノイズ除去後の周波数特性それぞれに抽出された複数の抽出値の中から代表値を算出する。第２実施形態では、代表値を算出する方法の一例として、複数のノイズ除去後の周波数特性のうち「抽出値を除く各周波数の強度の平均値」に対する「抽出値の強度」の比が最も大きいものから算出する。
【００５１】
図９では、所定のノイズ除去後の周波数特性において、抽出値の強度を符号Ｂ１で示し、抽出値を除く各周波数の強度の平均値を符号Ｂ２で示している。演算部７は、複数のノイズ除去後の周波数特性においてＢ１／Ｂ２の値をそれぞれ算出し、その中でＢ１／Ｂ２の値が最も大きいものを抽出する。そして、その抽出されたノイズ除去後の周波数特性の抽出値を代表値とする。
【００５２】
続いて、ステップＳ７０で演算部７は、代表値とされた抽出値の周波数に６０を掛けることにより、心拍数を算出する。
【００５３】
以上説明した第２実施形態の生体情報検出装置１は、次の作用効果を奏するものである。
（１）第２実施形態では、演算部７は、元信号の位相をずらすための遅延時間を複数の時間に設定して複数の遅延信号を生成した上で、複数のノイズの周波数特性を算出する。そして、演算部７は、元信号の周波数特性から複数のノイズの周波数特性を除去して得られる複数のノイズ除去後の周波数特性それぞれの抽出値の代表値から生体情報を算出する。
【００５４】
これによれば、遅延時間を複数の時間に設定することで、生体情報の周期性が変化する場合でも、その生体情報を算出することが可能である。そのため、この生体情報検出装置１は、個人ごとの生体情報の周期性の変化、または、個人の体調の変化等による生体情報の周期性の変化等に対するロバスト性を向上することができる。
【００５５】
（２）第２実施形態では、演算部７は、複数のノイズ除去後の周波数特性それぞれの抽出値から生体情報を算出するための代表値を抽出する。その代表値は、複数のノイズ除去後の周波数特性のうち、「抽出値を除く各周波数の強度の平均値」に対する「抽出値の強度」の比が最も大きいノイズ除去後の周波数特性の抽出値とされる。

【００５６】
これによれば、生体情報を算出するための代表値は、複数のノイズ除去後の周波数特性それぞれの抽出値のうち、最も信頼度の高い値となる。そのため、この方法により、複数のノイズ除去後の周波数特性それぞれの抽出値にばらつきがある場合にも、生体情報の検出精度を高めることができる。
【００５７】
（３）第２実施形態では、演算部７は、複数の遅延時間を０．５～１秒の間で設定する。これにより、一般的な人の心拍の周期の範囲で複数の時間に遅延時間を設定することで、遅延信号と元信号との位相のずれを心拍の周期またはそれに近いものとすることが可能である。そのため、ノイズのみの周波数特性に対して心拍信号同士のずれに起因して付加される周波数の信号強度が小さいものとなる。したがって、生体情報検出装置１は、ノイズ除去後の周波数特性の抽出値を心拍に関するものとして得られるので、検出精度を向上することができる。
【００５８】
（第３実施形態）
第３実施形態について説明する。第３実施形態は、第２実施形態で説明した生体情報検出のアルゴリズムの一部を変更したものであり、その他については第２実施形態と同様であるため、第２実施形態と異なる部分についてのみ説明する。
【００５９】
第３実施形態の生体情報検出のアルゴリズムを図１０のフローチャートに示す。第３実施形態でも、ステップＳ６６で演算部７は、複数のノイズ除去後の周波数特性それぞれにおいて抽出された複数の抽出値の中から代表値を算出する。ただし、第３実施形態では、代表値を算出する方法の一例として、複数のノイズ除去後の周波数特性それぞれから抽出された複数の抽出値の平均値を、生体情報を算出するための代表値とする。
【００６０】
これにより、第３実施形態では、複数の周波数特性それぞれの抽出値の平均値を代表値とすることで、複数の周波数特性それぞれの抽出値にばらつきがある場合にも、生体情報の検出精度を高めることができる。
【００６１】
（第４実施形態）
第４実施形態について説明する。第４実施形態は、第１～第３実施形態等で説明した生体情報検出のアルゴリズムの一部を変更したものであり、その他については第１～第３実施形態と同様であるため、第１～第３実施形態と異なる部分についてのみ説明する。
【００６２】
第４実施形態の生体情報検出のアルゴリズムを図１１のフローチャートに示す。第４実施形態では、ステップＳ１５で元信号を所定のフィルタ回路に通す。このフィルタ回路は、生体情報の周波数近傍の周波数帯よりも高周波領域および低周波領域のノイズ成分を減衰させ、生体情報の周波数近傍の周波数帯のみを通過させるバンドパスフィルタである。これにより、元信号は、生体情報の周波数近傍の周波数帯に絞られる。
【００６３】
ステップＳ２０で遅延信号生成部４は、フィルタ回路に元信号を通した信号の位相を所定の遅延時間ずらした遅延信号を生成する。ステップＳ３０でノイズ周波数特性算出部５は、フィルタ回路に元信号を通した信号と遅延信号とを差分した信号に対しフーリエ変換等の処理を行うことで、ノイズの周波数特性を算出する。ステップＳ５０で演算部７は、フィルタ回路に元信号を通した信号に対しフーリエ変換等の処理を行うことで、元信号の周波数特性を算出する。
【００６４】
以上説明した第４実施形態では、フィルタ回路により、元信号の周波数帯を生体情報の周波数近傍の周波数帯に絞ることで、生体情報の検出精度を高めることができる。
【００６５】

（第５実施形態）
第５実施形態について説明する。上述した第１実施形態等では、生体情報検出装置１は生体情報の一例として心拍を検出するものとして説明した。これに対し、第５実施形態では、生体情報検出装置１は生体情報の一例として呼吸数を検出するものである。なお、呼吸数も、所定の周波数範囲で変化する周期的な信号である。
【００６６】
第５実施形態においても、生体情報検出装置１の遅延信号生成部４は、元信号の位相をずらした遅延信号を生成する機能を有している。上述したように、遅延信号生成部４は、元信号の位相をずらすための遅延時間を、呼吸の１周期に自然数を掛けた時間、またはそれに近い時間とすることが好ましい。
【００６７】
第５実施形態では、遅延信号生成部４は、その複数の遅延時間を５～３秒の間で設定する。一般的に、平常時の人の呼吸数は、１２回／分～２０回／分である可能性が高い。この範囲は、呼吸数に関する統計上、標準偏差３σの範囲内である。そのため、遅延信号生成部４は、複数の遅延時間を５～３秒の間で設定することで、遅延信号と元信号との位相のずれを呼吸の周期またはそれに近いものとすることが可能である。そのため、ノイズのみの周波数特性に対して呼吸信号同士のずれに起因して付加される周波数の信号強度が小さいものとなる。したがって、生体情報検出装置１は、ノイズ除去後の周波数特性の抽出値を呼吸に関するものとして得られるので、検出精度を向上することができる。
【００６８】
（第６実施形態）
第６実施形態について説明する。第６実施形態では、生体情報検出装置１が備える遅延信号生成部４は、予めメモリに記憶された遅延時間に基づいて遅延信号を生成するものである。
【００６９】
生体情報検出装置１が測定対象とするドライバが同一人物である場合、心拍や呼吸数などは一定の範囲内のものとなる。そのため、演算部７は、過去に設定されてメモリに格納されている遅延時間に基づいて遅延時間を設定する。これにより、生体情報検出装置１は、演算部７の計算量を少なくし、処理時間を短縮することができる。
【００７０】
（第７実施形態）
第７実施形態について説明する。上述した第１～第６実施形態等では、生体情報検出装置１は、信号取得部３が取得した元信号から生体情報の周期性を利用してノイズの周波数特性を算出するものとして説明した。これに対し、第７実施形態では、生体情報検出装置１は、予めメモリに記憶されたノイズの周波数特性の統計値を使用して生体情報を検出するものである。
【００７１】
生体情報検出装置１が車両等に搭載される場合、ノイズの周波数特性は車速などに応じたものになることがある。そのため、第７実施形態では、生体情報検出装置１の演算部７は、過去に算出されてメモリに格納されているノイズの周波数特性の統計値を、生体情報を算出するためのノイズの周波数特性として用いる。これにより、生体情報検出装置１は、演算部７の計算量を少なくし、処理時間を短縮することができる。
【００７２】
（第８実施形態）
第８実施形態について説明する。上述した第２実施形態等では、生体情報検出装置１は、元信号の位相をずらすための遅延時間を複数の時間に設定して複数のノイズの周波数特性を算出した。そして、演算部７は、元信号の周波数特性から複数のノイズの周波数特性を除去して得られる複数のノイズ除去後の周波数特性それぞれの抽出値の代表値から生体情報を算出した。
【００７３】

しかし、複数のノイズ除去後の周波数特性において抽出値のばらつきが大きい場合、代表値から算出される生体情報の信頼性が低い可能性がある。

【００７４】

そこで、第８実施形態では、第２実施形態の説明で参照した図８のフローチャートのステップＳ６５において、次の処理を追加する。すなわち、演算部７は、複数のノイズ除去後の周波数特性それぞれにおいて「抽出値を除く各周波数の強度の平均値」に対する「抽出値の強度」の比がいずれも所定の閾値より低い場合、代表値により算出された生体情報を異常値であると判定する。

【００７５】

具体的には、第２実施形態の説明で参照した図９を再び参照すると、演算部７は、複数のノイズ除去後の周波数特性においてＢ１／Ｂ２の値をそれぞれ算出し、その中でＢ１／Ｂ２の値が最も大きいものを抽出する。その際、複数のノイズ除去後の周波数特性において算出されたＢ１／Ｂ２の値がいずれも所定の閾値より低い場合、演算部７は、代表値により算出された生体情報を異常値であると判定する。なお、所定の閾値は、生体情報検出装置１から出力される生体情報に信頼性が得られるよう、実験などにより適宜設定される。これにより、生体情報検出装置１は、信頼性の低い生体情報が出力されることを防ぐことができる。

【００７６】

（他の実施形態）

本発明は上記した実施形態に限定されるものではなく、特許請求の範囲に記載した範囲内において適宜変更が可能である。また、上記各実施形態は、互いに無関係なものではなく、組み合わせが明らかに不可な場合を除き、適宜組み合わせが可能である。また、上記各実施形態において、実施形態を構成する要素は、特に必須であると明示した場合および原理的に明らかに必須であると考えられる場合等を除き、必ずしも必須のものではないことは言うまでもない。また、上記各実施形態において、実施形態の構成要素の個数、数値、量、範囲等の数値が言及されている場合、特に必須であると明示した場合および原理的に明らかに特定の数に限定される場合等を除き、その特定の数に限定されるものではない。また、上記各実施形態において、構成要素等の形状、位置関係等に言及するときは、特に明示した場合および原理的に特定の形状、位置関係等に限定される場合等を除き、その形状、位置関係等に限定されるものではない。

【００７７】

例えば、上記各実施形態では、生体情報検出装置１は車両に搭載されるものとして説明したが、これに限られるものではない。生体情報検出装置１は、例えば医療用などに用いられるものであってもよい。

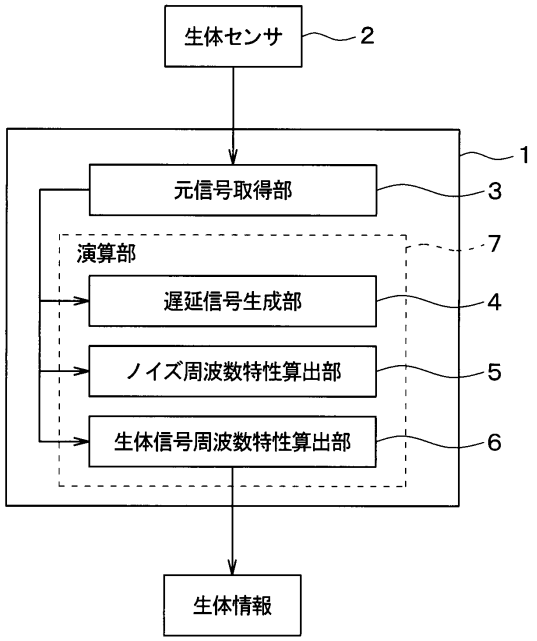
【符号の説明】

【００７８】

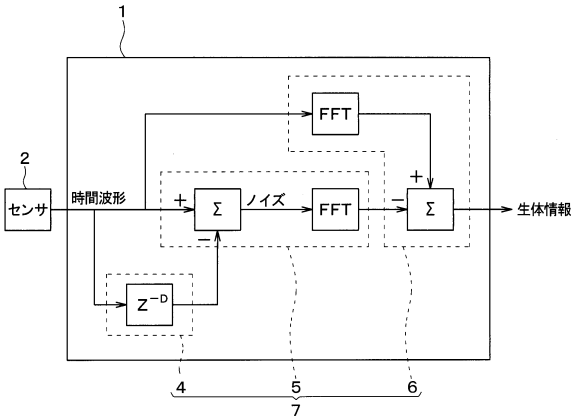
１　生体情報検出装置
３　信号取得部
７　演算部

【図面】

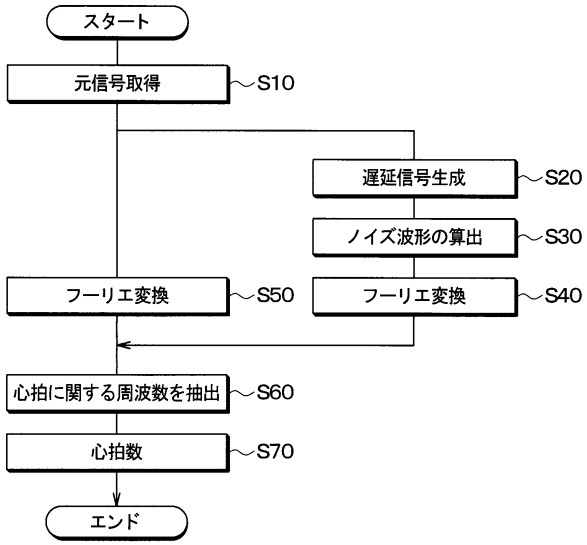
【図１】


生体センサ
2
1
元信号取得部
3
演算部
7
遅延信号生成部
4
ノイズ周波数特性算出部
5
生体信号周波数特性算出部
6
生体情報

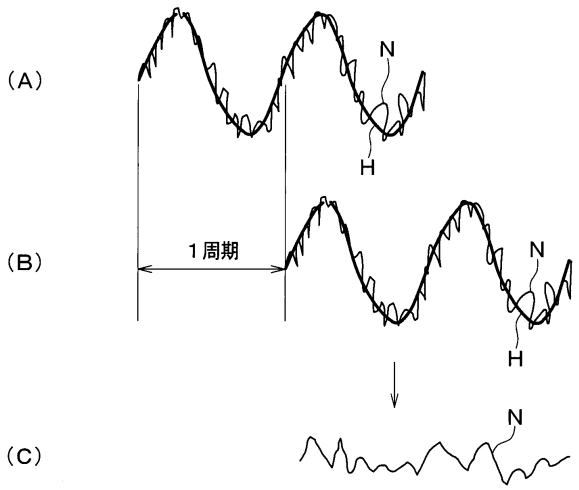
【図２】


1
2
センサ
時間波形
FFT
ノイズ
FFT
生体情報
Z^{-D}
4
5
6
7

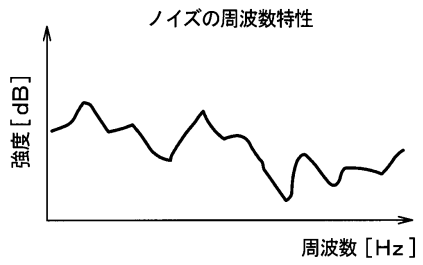
【図３】


スタート
元信号取得
S10
遅延信号生成
S20
ノイズ波形の算出
S30
フーリエ変換
S50
フーリエ変換
S40
心拍に関する周波数を抽出
S60
心拍数
S70
エンド

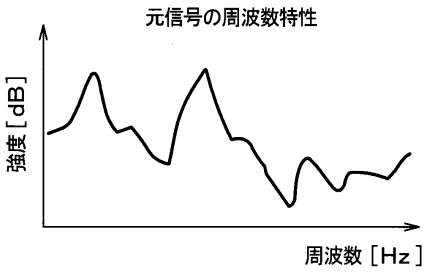
【図４】


(A)
N
H
(B)
1周期
N
H
(C)
N

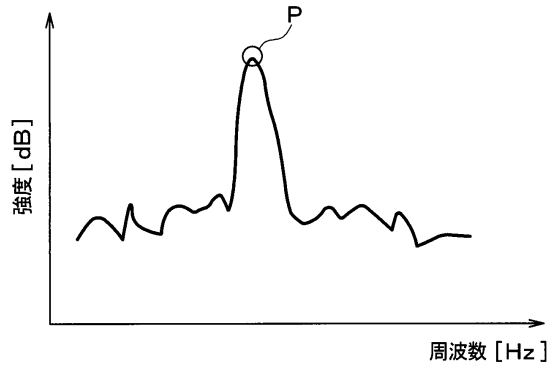
【図５】


ノイズの周波数特性
強度［dB］
周波数［Hz］

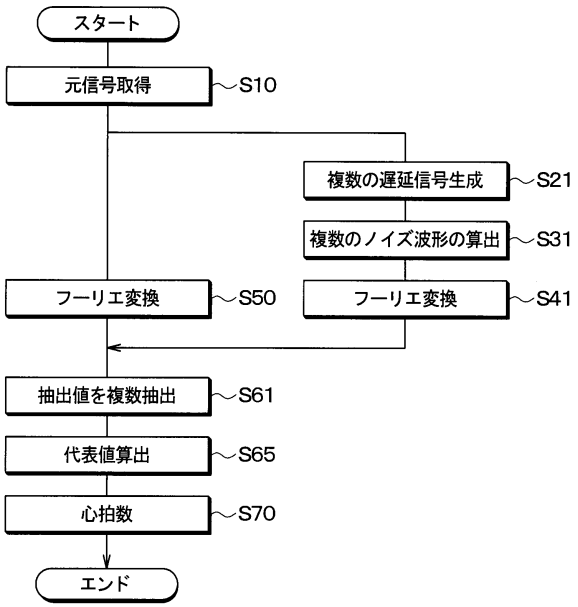
【図６】


元信号の周波数特性
強度［dB］
周波数［Hz］

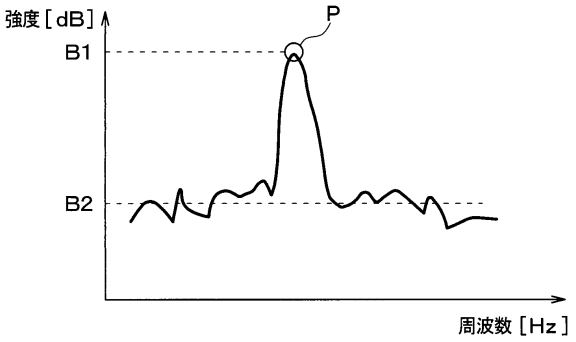
【図７】


P
強度［dB］
周波数［Hz］

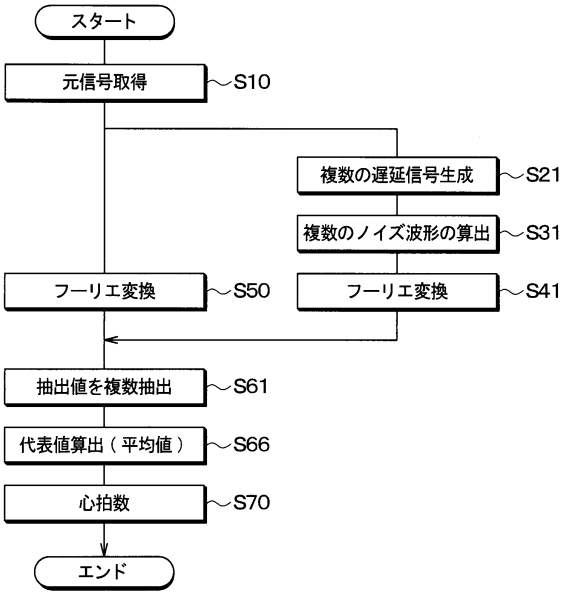
【図８】


スタート
元信号取得
S10
複数の遅延信号生成
S21
複数のノイズ波形の算出
S31
フーリエ変換
S50
フーリエ変換
S41
抽出値を複数抽出
S61
代表値算出
S65
心拍数
S70
エンド

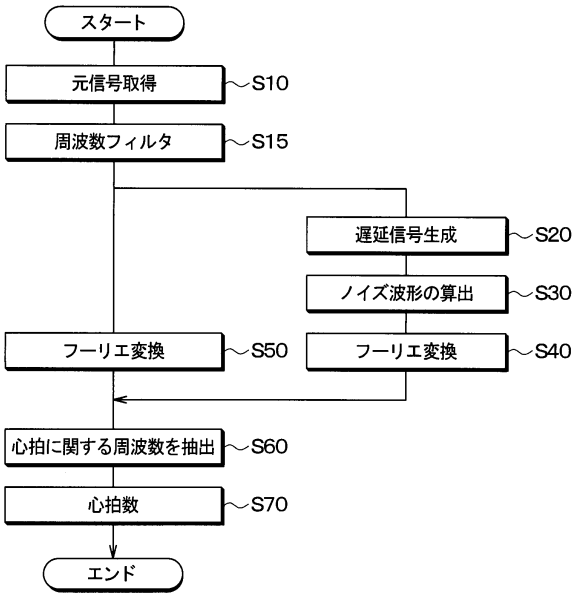
【図９】



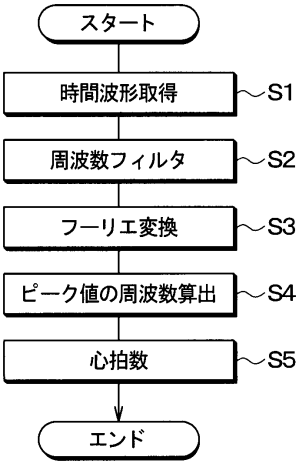
【図１０】



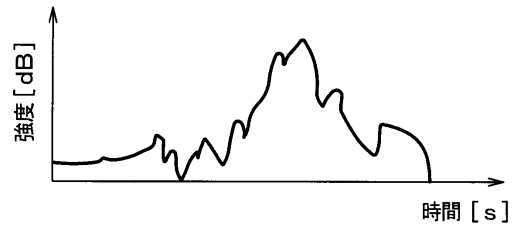
【図１１】



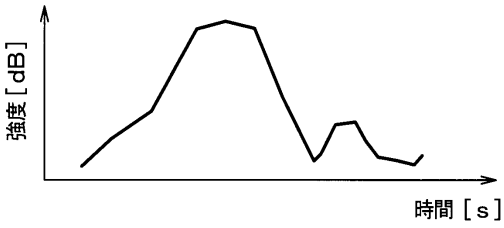
【図１２】



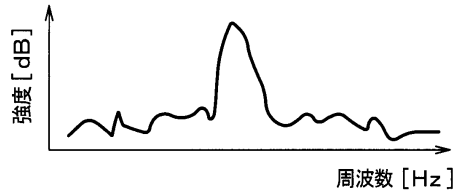
【図１３】



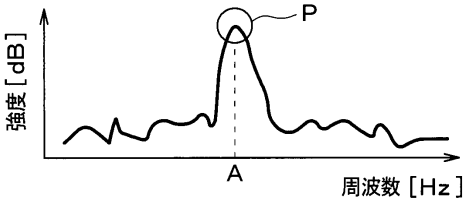
【図１４】



【図１５】



【図１６】



Ａ×60＝〇〇回／分

フロントページの続き

(72)発明者　森 寛之
愛知県日進市米野木町南山５００番地２０ 株式会社ＳＯＫＥＮ内
(72)発明者　山田 公一
愛知県刈谷市昭和町１丁目１番地 株式会社デンソー内
審査官　山口 裕之
(56)参考文献　特開２００７－０５４４７１（ＪＰ，Ａ）
米国特許出願公開第２０１４／００７３９５２（ＵＳ，Ａ１）
特表２００４－５１４４９３（ＪＰ，Ａ）
特開２０１３－１５３７８２（ＪＰ，Ａ）
特開２０１６－１７４８７３（ＪＰ，Ａ）
特開２０１７－１６９８６８（ＪＰ，Ａ）
(58)調査した分野　(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ　５／０２
Ａ６１Ｂ　５／０８７