

(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2011-212383

(P2011-212383A)

(43) 公開日 平成23年10月27日(2011.10.27)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 2 0 B	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/0205 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 C	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2010-85829 (P2010-85829)	(71) 出願人	000002369
(22) 出願日	平成22年4月2日 (2010.4.2)		セイコーエプソン株式会社
			東京都新宿区西新宿2丁目4番1号
		(74) 代理人	100095728
			弁理士 上柳 雅誉
		(74) 代理人	100107261
			弁理士 須澤 修
		(74) 代理人	100127661
			弁理士 宮坂 一彦
		(72) 発明者	▲高▼▲橋▼ 有亮
			長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内
		Fターム(参考)	4C017 AA02 AA10 AB01 AC28 BC16 BC20 FF05

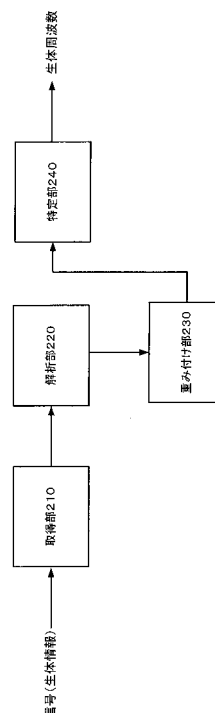
(54) 【発明の名称】 生体情報処理装置

(57) 【要約】

【課題】 生体周波数を容易に特定可能な生体情報処理装置を提供する。

【解決手段】 生体情報処理装置は、生体情報を有する信号を取得する取得部210と、前記信号を周波数解析して、複数の周波数に対応する複数のスペクトル値を算出する解析部220と、生体活動を呈すると想定される周波数帯域に基づき重み付け処理を前記複数のスペクトル値に実施する重み付け部230と、前記重み付け部によって前記重み付け処理を実施された後の前記複数のスペクトル値に基づき前記複数の周波数のうちの1つの周波数を生体周波数として特定する特定部240とを含む。前記重み付け部230は、前記周波数帯域に属する第1のスペクトル値の重みを、前記複数のスペクトル値から前記第1のスペクトル値を除く第2のスペクトル値の重みよりも、大きく評価する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体情報を有する信号を取得する取得部と、

前記信号を周波数解析して、複数の周波数に対応する複数のスペクトル値を算出する解析部と、

生体活動を呈すると想定される周波数帯域に基づき重み付け処理を前記複数のスペクトル値に実施する重み付け部と、

前記重み付け部によって前記重み付け処理を実施された後の前記複数のスペクトル値に基づき前記複数の周波数のうちの 1 つの周波数を生体周波数として特定する特定部と、を含み、

前記重み付け部は、前記周波数帯域に属する第 1 のスペクトル値の重みを、前記複数のスペクトル値から前記第 1 のスペクトル値を除く第 2 のスペクトル値の重みよりも、大きく評価することを特徴とする生体情報処理装置。

【請求項 2】

請求項 1 において、

前記特定部によって過去に特定された少なくとも 1 つの生体周波数を記憶する記憶部を、さらに含むことを特徴とする生体情報処理装置。

【請求項 3】

請求項 2 において、

前記記憶部は、少なくとも 2 つの生体周波数を記憶し、

前記重み付け部は、前記記憶部に記憶される前記少なくとも 2 つの生体周波数に基づき、前記少なくとも 2 つの生体周波数の変化傾向を判定し、その判定結果を得ることを特徴とする生体情報処理装置。

【請求項 4】

請求項 3 において、

前記重み付け部は、前記判定結果に基づき前記周波数帯域を決定することを特徴とする生体情報処理装置。

【請求項 5】

請求項 4 において、

前記判定結果が前記少なくとも 2 つの生体周波数の増加傾向を示す場合、前記重み付け部は、前記周波数帯域として、前記少なくとも 2 つの生体周波数のうちの最も新しい生体周波数とともに、前記複数の周波数のうちの前記最も新しい生体周波数よりも高い少なくとも 1 つの高周波側の周波数を設定し、

前記判定結果が前記少なくとも 2 つの生体周波数の減少傾向を示す場合、前記重み付け部は、前記周波数帯域として、前記少なくとも 2 つの生体周波数のうちの最も新しい生体周波数とともに、前記複数の周波数のうちの前記最も新しい生体周波数よりも低い少なくとも 1 つの低周波側の周波数を設定することを特徴とする生体情報処理装置。

【請求項 6】

請求項 3 において、

前記重み付け部は、前記判定結果に基づき前記第 1 のスペクトル値の重みを決定することを特徴とする生体情報処理装置。

【請求項 7】

請求項 2 において、

前記記憶部に記憶される前記少なくとも 1 つの生体周波数のうちの最も新しい生体周波数が、体動を呈すると想定される周波数から所与の周波数帯域だけ離れていない場合、前記重み付け部は、前記重み付け処理の実施を中止し、且つ前記特定部は、前記解析部によって算出された前記複数のスペクトル値に基づき前記生体周波数を特定することを特徴とする生体情報処理装置。

【請求項 8】

請求項 1 乃至 7 において、

前記特定部によって特定された前記生体周波数を脈拍数又は心拍数に換算する換算部を、さらに含むことを特徴とする生体情報処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体情報処理装置等に関する。

【背景技術】

【0002】

生体情報測定装置は、例えば人間の脈拍数、血液中の酸素飽和度、体温、心拍数等の生体情報を測定し、生体情報測定装置の一例は、脈拍数を測定する脈拍計である。なお、心拍数は、通常、脈拍数（広義には、生体情報）と一致するので、心拍数の代わりに脈拍数を用いることができる。言い換えれば、生体情報測定装置の一例として脈拍数を測定する脈拍計は、心拍計と呼ばれることがある。また、脈拍計等の生体情報測定装置は、時計、携帯電話、ページャー、パーソナルコンピューター等の電子機器に組み込まれてもよく、又は電子機器と組み合わせてもよい。

10

【0003】

生体情報測定装置は、生体情報を検出する生体情報検出器を有し、生体情報検出器は、例えば、被検査体（ユーザー）の被検出部位に向けて光を発光する発光素子と、被検出部位からの生体情報を有する光を受光する受光素子とを含む。生体情報測定装置は、受光素子において生成される受光信号（広義には、生体情報を有する信号）から生体情報を測定する生体情報測定部をさらに有し、生体情報測定部は、例えば、脈拍数（広義には、生体情報）を算出する脈拍数算出回路（広義には、生体情報処理装置）を含む。

20

【0004】

特許文献1は、脈拍計（広義には、生体情報測定装置）を開示し、脈拍計の受光素子（例えば、特許文献1の図2（B）の受光素子21）は、被検出部位（例えば、特許文献1の図2（B）の血管K）での反射光（例えば、特許文献1の図2（B）の反射光L2）を直接受光する。

【0005】

特許文献1の脈拍計測装置1（狭義には、生体情報処理装置）は、受光素子21での受光信号から発光周波数を中心とする第1周波数範囲の第1信号成分を抽出する帯域通過フィルター部52と、受光素子21での受光信号から脈動の周波数より低い第2周波数範囲の第2信号成分を抽出する低域通過フィルター部53とを含む。第1信号成分は、脈動成分及び体動成分（狭義には、特許文献1の図7（A）の周波数スペクトルf1及びf2）を含み、第2信号成分は、体動成分及び外光L3に起因するノイズ成分（狭義には、特許文献1の図7（A）の周波数スペクトルf3並びにf4、f5及びf6）を含む。特許文献1の脈拍計測装置1は、第1信号成分及び第2信号成分に含まれる周波数スペクトルf2（f3）を体動スペクトルとして特定する演算処理部60を含む。演算処理部60は、第1信号成分に含まれるが、第2信号成分には含まれない周波数スペクトルf1を脈動スペクトルとして特定し、生体情報の検出精度を向上させる。

30

【先行技術文献】

40

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2008-220722号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

特許文献1の図7（A）は、受光素子21での受光信号を周波数解析して算出された、複数の周波数に対応する複数のスペクトル値を表し、脈動を呈する周波数（脈動スペクトルf1）に対するスペクトル値は、他のスペクトル値と比べて大きい。しかしながら、人間が散歩をする時等の運動状態では、例えば外光に起因するノイズが多い場合等、周波数

50

f 1 のスペクトル値は、相対的に小さくなることもある。また、体動スペクトル f 2 のスペクトル値を除去又は低減した後も、周波数 f 2 に対するスペクトル値が、相対的に小さくなることもある。このような場合、周波数 f 1 が脈動スペクトル（広義には、生体周波数）であることを特定することが困難になる。

【 0 0 0 8 】

本発明の幾つかの態様によれば、生体周波数を容易に特定可能な生体情報処理装置を提供できる。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

本発明の一態様は、生体情報を有する信号を取得する取得部と、

10

前記信号を周波数解析して、複数の周波数に対応する複数のスペクトル値を算出する解析部と、

生体活動を呈すると想定される周波数帯域に基づき重み付け処理を前記複数のスペクトル値に実施する重み付け部と、

前記重み付け部によって前記重み付け処理を実施された後の前記複数のスペクトル値に基づき前記複数の周波数のうちの 1 つの周波数を生体周波数として特定する特定部と、を含み、

前記重み付け部は、前記周波数帯域に属する第 1 のスペクトル値の重みを、前記複数のスペクトル値から前記第 1 のスペクトル値を除く第 2 のスペクトル値の重みよりも、大きく評価することを特徴とする生体情報処理装置に係する。

20

【 0 0 1 0 】

本発明の一態様によれば、生体活動（例えば、脈拍、心拍、歩き等）を呈すると想定される周波数帯域に属する第 1 のスペクトル値の重みを増加させるので、第 1 のスペクトル値は、体動スペクトルやノイズスペクトル等の他の周波数帯域に属する第 2 のスペクトル値と比較して、相対的に大きくなる。ここで、第 1 のスペクトル値の数は、周波数帯域に依存し、1 つの第 1 のスペクトル値の 1 つの重みだけを増加させてもよく、複数の第 1 のスペクトル値の複数の重みを増加させてもよい。

【 0 0 1 1 】

特定部は、例えば、最も大きい値であるスペクトル値の周波数を生体周波数として特定するので、特定部は、第 1 のスペクトル値の周波数を生体周波数（例えば、1 秒当たりの脈拍振動数、1 秒当たりの心拍振動数、1 秒当たり歩き振動数等）として容易に特定することができる。なお、複数の第 1 のスペクトル値が存在する場合、特定部は、例えば、複数の第 1 のスペクトル値のうちの最も大きい値である第 1 のスペクトル値の周波数を生体周波数として特定してもよい。

30

【 0 0 1 2 】

また、本発明の一態様では、生体情報処理装置は、

前記特定部によって過去に特定された少なくとも 1 つの生体周波数を記憶する記憶部を、さらに含んでもよい。

【 0 0 1 3 】

このように、生体情報処理装置は、過去に特定された生体周波数を記憶することができる。なお、過去に特定された生体周波数のすべて又は一部の記憶を継続して、生体周波数の履歴を記憶してもよい。記憶部が 1 つの生体周波数だけを記憶する場合であっても、その 1 つの生体周波数を重み付け処理の内容又は手法に反映させることができる。具体的には、記憶部に記憶される 1 つの生体周波数に基づき生体活動を呈すると想定される周波数帯域を決定してもよい。また、記憶部に記憶される 1 つの生体周波数に基づき第 1 のスペクトル値の重み（重み係数）を決定してもよい。加えて、記憶部に記憶される 1 つの生体周波数に基づき重み付け処理を中止するか否かを決定してもよい。

40

【 0 0 1 4 】

また、本発明の一態様では、前記記憶部は、少なくとも 2 つの生体周波数を記憶してもよく、

50

前記重み付け部は、前記記憶部に記憶される前記少なくとも2つの生体周波数に基づき、前記少なくとも2つの生体周波数の変化傾向を判定し、その判定結果を得てもよい。

【0015】

このように、記憶部が2以上の生体周波数を記憶する場合、記憶部に記憶される少なくとも2つの生体周波数に基づき、少なくとも2つの生体周波数の変化傾向（例えば、増加傾向、減少傾向、一定傾向等）を把握することができる。生体周波数の変化傾向を考慮して、周波数帯域を決定したり、第1のスペクトル値の重み（重み係数）を決定してもよい。

【0016】

また、本発明の一態様では、前記重み付け部は、前記判定結果に基づき前記周波数帯域を決定してもよい。

10

【0017】

このように、生体周波数の変化傾向を考慮して、生体活動を呈すると想定される周波数帯域をより正確に決定することができる。

【0018】

また、本発明の一態様では、前記判定結果が前記少なくとも2つの生体周波数の増加傾向を示す場合、前記重み付け部は、前記周波数帯域として、前記少なくとも2つの生体周波数のうちの最も新しい生体周波数とともに、前記複数の周波数のうちの前記最も新しい生体周波数よりも高い少なくとも1つの高周波側の周波数を設定してもよく、

前記判定結果が前記少なくとも2つの生体周波数の減少傾向を示す場合、前記重み付け部は、前記周波数帯域として、前記少なくとも2つの生体周波数のうちの最も新しい生体周波数とともに、前記複数の周波数のうちの前記最も新しい生体周波数よりも低い少なくとも1つの低周波側の周波数を設定してもよい。

20

【0019】

このように、生体周波数の変化傾向に応じて、周波数帯域をより適切に設定することができる。即ち、生体周波数の変化傾向が増加傾向である場合、次の生体周波数は、前の生体周波数よりも高周波側にシフトする又は前の周波数と同じである可能性が高く、前の周波数及び高周波側の周波数を、生体活動を呈すると想定される周波数帯域として設定することができる。他方、生体周波数の変化傾向が減少傾向である場合、次の生体周波数は、前の生体周波数よりも低周波側にシフトする又は前の周波数と同じである可能性が高く、前の周波数）及び低周波側の周波数を、生体活動を呈すると想定される周波数帯域として設定することができる。

30

【0020】

また、本発明の一態様では、前記重み付け部は、前記判定結果に基づき前記第1のスペクトル値の重みを決定してもよい。

【0021】

このように、生体周波数の変化傾向に応じて、第1のスペクトル値の重み（重み係数）をより適切に設定することができる。例えば、生体周波数の変化傾向が増加傾向又は減少傾向である場合、生体周波数は、複数の周波数に分布し、生体周波数のスペクトル分布は、分散する。このような場合、第1のスペクトル値の重み（重み係数）を増加させて、生体周波数を特定し易くしてもよい。

40

【0022】

また、本発明の一態様では、前記記憶部に記憶される前記少なくとも1つの生体周波数のうちの最も新しい生体周波数が、体動を呈すると想定される周波数から所与の周波数帯域だけ離れていない場合、前記重み付け部は、前記重み付け処理の実施を中止してもよく、且つ前記特定部は、前記解析部によって算出された前記複数のスペクトル値に基づき前記生体周波数を特定してもよい。

【0023】

このように、前の生体周波数（例えば、1秒当たりの脈拍振動数、1秒当たりの心拍振動数、1秒当たり歩き振動数等）が体動を呈すると想定される周波数に近づく場合、次の

50

生体周波数を特定する際に、重み付け部を無効化することができる。言い換えれば、体動を呈すると想定される周波数のスペクトル値が誤って重み付け部で増加されることを未然に防止することができる。

【 0 0 2 4 】

また、本発明の一態様では、生体情報処理装置は、
前記特定部によって特定された前記生体周波数を脈拍数又は心拍数に換算する換算部を、さらに含んでもよい。

【 0 0 2 5 】

このように、生体周波数を脈拍数又は心拍数 [b p m] (広義には、生体情報) に換算する生体情報処理装置 (狭義には、脈拍計又は心拍計) を提供することができる。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 6 】

【 図 1 】 本実施形態の生体情報処理装置の構成例。

【 図 2 】 脈拍センサーにおいて生成される 2 つの信号例。

【 図 3 】 図 3 (A)、図 3 (B) は、脈拍センサーにおいて生成される 2 つの信号例の周波数解析の結果。

【 図 4 】 図 1 の生体情報処理装置の具体的な構成例。

【 図 5 】 図 4 の生体情報処理装置の動作例を表すフローチャート。

【 図 6 】 図 6 (A)、図 6 (B) は、重み付け処理の説明図。

【 図 7 】 重み付け処理の具体例を表すフローチャート。

20

【 図 8 】 図 8 (A)、図 8 (B) は、生体周波数の変化傾向が増加傾向を示す時の重み付け処理の説明図。

【 図 9 】 図 9 (A)、図 9 (B) は、生体周波数の変化傾向が減少傾向を示す時の重み付け処理の説明図。

【 図 1 0 】 図 1 の生体情報処理装置の具体的な他の構成例。

【 図 1 1 】 図 1 1 (A)、図 1 1 (B) は、信号処理部を利用する重み付け処理の説明図。

【 図 1 2 】 図 1 2 (A)、図 1 2 (B) は、生体周波数の変化傾向が増加傾向を示す時の信号処理部を利用する重み付け処理の説明図。

【 図 1 3 】 図 1 3 (A)、図 1 3 (B) は、生体周波数の変化傾向が減少傾向を示す時の信号処理部を利用する重み付け処理の説明図。

30

【 図 1 4 】 取得部が取得する信号の説明図。

【 図 1 5 】 図 1 5 (A)、図 1 5 (B) は、生体情報処理装置を含む電子機器の外観例。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 7 】

以下、本実施形態について説明する。なお、以下に説明する本実施形態は、特許請求の範囲に記載された本発明の内容を不当に限定するものではない。また、本実施形態で説明される構成の全てが、本発明の必須構成要件であるとは限らない。

【 0 0 2 8 】

1 . 生体情報処理装置

40

1 . 1 基本構成

図 1 は、本実施形態の生体情報処理装置の構成例を示す。図 1 に示すように、生体情報処理装置は、取得部 2 1 0、解析部 2 2 0、重み付け部 2 3 0 及び特定部 2 4 0 を含む。取得部 2 1 0 は、生体情報を有する信号を取得する。

【 0 0 2 9 】

生体情報の範囲には、例えば、脈拍数、心拍数、歩数等が含まれる。脈拍数 (広義には、生体情報) を測定する生体情報測定装置は、脈拍計と呼ぶことができ、生体情報処理装置は、例えば、脈拍計に組み込むことができる。脈拍計 (広義には、生体情報検出器) が被検査体 (ユーザー) の被検出部位に向けて光を発光する発光素子と、被検出部位からの生体情報を有する反射光を受光する受光素子とを含む場合、脈拍計に適用される取得部 2

50

10は、受光素子において生成される受光信号を取得する。取得部210は、生体情報を有する信号を生成するセンサー部又は生体情報を有する信号を入力する入力部であってもよく、生体情報を有する信号をA/D変換するA/D変換回路をさらに有してもよい。取得部210は、例えば16秒分の生体情報を有する信号（広義には、生体情報を有する波形データ）を解析部220に出力することができる。

【0030】

被検出部位（例えば、血管）が被検査体の内部にある場合、発光素子が発した光は、被検査体の内部に進み、表皮、真皮及び皮下組織で拡散又は散乱する。その後、発光素子が発した光は、被検出部位に到達し、被検出部位で反射される。被検出部位での反射光は、皮下組織、真皮及び表皮で拡散又は散乱し、その後、受光素子に向かう。なお、発光素子が発した光は、血管で部分的に吸収される。従って、脈動などの血流変化の影響により、血管での吸収率が変化し、被検出部位での反射光の光量も変化する。このように、生体情報（例えば、脈拍数）は、被検出部位での反射光、従って、受光素子において生成される受光信号に反映される。

【0031】

生体情報処理装置は、受光素子において生成される受光信号（広義には、生体情報を有する信号）を取得部210で取得し、生体情報を有する信号から生体情報を取り出すための解析乃至処理を解析部220で行う。解析部220は、生体情報を有する信号を周波数解析して、複数の周波数に対応する複数のスペクトル値を算出する。解析部220は、生体情報を有する信号（狭義には、受光素子等のセンサー素子において生成される信号）を例えば高速フーリエ変換（広義には、拡散フーリエ変換）によって周波数解析する。

【0032】

解析部220は、周波数解析の結果に基づき、特許文献1の図7（A）に示すようなグラフ（横軸が周波数を表し、縦軸が周波数に対応するスペクトル値を表す）で、複数のスペクトルの分布を表してもよい。本明細書において、特許文献1の図7（A）中の特定の周波数（例えば、周波数 f_1 ）で表される1本の線をスペクトルと呼び、複数のスペクトルの各々は、横軸成分（周波数）及び縦軸成分（スペクトル値）を有する。

【0033】

重み付け部230は、生体活動（例えば、脈拍、心拍、歩き等）を呈すると想定される周波数帯域に基づいて、重み付け処理を解析部220で得られた複数のスペクトル値に実施する。重み付け部230は、生体活動を呈すると想定される周波数帯域に属する第1のスペクトル値の重みを、複数のスペクトル値から第1のスペクトル値を除く第2のスペクトル値の重みよりも、大きく評価する。生体活動（例えば、脈拍、心拍、歩き等）を呈すると想定される周波数帯域に属する第1のスペクトル値の重みを増加させるので、第1のスペクトル値は、体動スペクトルやノイズスペクトル等の他の周波数帯域に属する第2のスペクトル値と比較して、相対的に大きくなる。

【0034】

ここで、重み付け部230の重み付け処理を特許文献1の図7（A）に示すグラフ（スペクトル分布）に適用すると、生体活動を呈すると想定される周波数帯域として、周波数 f_1 を設定する。そして、周波数 f_1 の重み（重み係数）を例えば2倍に設定し、他の周波数の重み（重み係数）を例えば1倍のままに設定する。このような重み付け処理を実施すると、特許文献1の図7（A）に示すグラフ中の周波数 f_1 のスペクトル値（縦軸成分）だけが、2倍に増加する（図示せず）。周波数 f_1 のスペクトル値が例えば2倍になる場合、特許文献1の図7（B）に示すグラフ（スペクトル分布）は、必ずしも必要ない。即ち、重み付け部230の重み付け処理を適用する特許文献1の図7（A）に示すグラフ（スペクトル分布）だけでも、周波数 f_1 を脈拍周波数（広義には、生体周波数）として特定することが可能になる。

【0035】

重み付け部230は、生体活動を呈すると想定される周波数帯域に属する第1の第1のスペクトル値を増加する一方、生体活動を呈すると想定される周波数帯域に属しない他の

10

20

30

40

50

スペクトル値（第２のスペクトル値）をそのままにする。重み付け部２３０は、概して、脈拍周波数（広義には、生体周波数）を予測し、予測された周波数に属するスペクトル値を増加させる。このような原理を用いて、生体情報処理装置は、生体周波数を容易に特定することができる。生体活動を呈すると想定される周波数帯域の設定方法は、後述するが、任意の予測手法を用いることができ、例えば、過去に特定された生体周波数に基づき設定してもよい。

【００３６】

なお、第１のスペクトル値の数は、予測する周波数帯域に依存し、重み付け部２３０は、１つの第１のスペクトル値の１つの重みだけを増加させてもよく、複数の第１のスペクトル値の複数の重みを増加させてもよい。特許文献１の図７（Ａ）の例に重み付け部２３０の重み付け処理を適用する際、周波数 f_1 のスペクトル値を２倍にするとともに、周波数 f_1 に隣接する２つのスペクトル値（高周波数側の周波数のスペクトル値及び低周波数側の周波数のスペクトル値）も２倍にしてもよい。即ち、生体活動を呈すると想定される周波数帯域として、３つの周波数（周波数 f_1 及びその周辺の２つの周波数）を設定してもよい。

10

【００３７】

特定部２４０は、重み付け部２３０によって重み付け処理を実施された後の複数のスペクトル値に基づいて、解析部２２０で得られた複数の周波数（横軸成分に相当）のうちの１つの周波数を生体周波数として特定する。特定部２４０は、例えば、最も大きい値であるスペクトル値の周波数を生体周波数として特定することができる。従って、特定部２４０は、例えば第１のスペクトル値の周波数を生体周波数（例えば、１秒当たりの脈拍振動数、１秒当たりの心拍振動数、１秒当たり歩き振動数等）として容易に特定することができる。

20

【００３８】

なお、複数の第１のスペクトル値が存在する場合、特定部２４０は、例えば、複数の第１のスペクトル値のうちの最も大きい値である第１のスペクトル値の周波数を生体周波数として特定してもよい。特許文献１の図７（Ａ）の例に重み付け部２３０の重み付け処理及び特定部２４０の処理を適用する場合、３つの周波数（周波数 f_1 及びその周辺の２つの周波数）に属するスペクトル値を２倍にしても、やはり周波数 f_1 のスペクトル値が最も大きい値を示し、周波数 f_1 を脈拍周波数（広義には、生体周波数）として特定することが可能になる。

30

【００３９】

特定部２４０の処理（特定方法）として、本出願時に当業者に知られている様々な処理を採用することができる。従って、本明細書では、特定部２４０の詳細な説明は、省略し、最も簡単な処理（特定方法）だけを例として説明する。

【００４０】

図１の例では、解析部２２０、重み付け部２３０及び特定部２４０で生体情報処理装置が構成されているが、解析部２２０、重み付け部２３０及び特定部２４０は、DSPや、例えばゲートアレイ等のASICで構成することができる。また、解析部２２０、重み付け部２３０及び特定部２４０の全部又は一部をコンピューター（広義には、処理部及び記憶部を含む装置）で構成してもよい。処理部は、例えば、MPU（Micro Processing Unit）である。記憶部は、処理部（狭義には、解析部２２０、重み付け部２３０及び特定部２４０の全部又は一部）のワーク領域となるものであり、記憶部は、例えば、メモリー、HDD（ハードディスクドライブ）等である。生体情報処理装置は、例えば、プログラム、データ等を格納する情報記憶媒体（コンピューターにより読み取り可能な媒体）を有することができ、情報記憶媒体は、例えば、メモリーカード、光ディスク等である。処理部は、情報記憶媒体又は記憶部に格納されるプログラムに基づいて、種々の処理を行うことができる。即ち、情報記憶媒体又は記憶部には、解析部２２０、重み付け部２３０及び特定部２４０の全部又は一部として、コンピューターを機能させるためのプログラムが記憶されてもよい。

40

50

【 0 0 4 1 】

1 . 2 発明の背景

図 2 は、脈拍センサーにおいて生成される 2 つの信号（波形データ）を表し、1 つの信号の被検出部位は、指の血管であり、もう 1 つの信号の被検出部位は、手首の血管である。図 2 に示すように、手首の血管を対象とする脈拍センサーにおいて生成される信号のレベルは、指の血管を対象とする脈拍センサーにおいて生成される信号のレベルよりも小さい。これは、指付近において静脈に対する動脈の割合が高い一方、手首付近において静脈に対する動脈の割合が低いことに起因する。

【 0 0 4 2 】

また、図 2 に示すように、手首の血管を対象とする脈拍センサーにおいて生成される信号の周期は、指の血管を対象とする脈拍センサーにおいて生成される信号の周期よりも不安定である。これは、散歩やジョギング等の運動に伴う腕の振りが、周期的な外力として、静脈に対する動脈の割合が低い手首付近の血管の血流に、より影響を与えることに起因する。

【 0 0 4 3 】

図 3 (A)、図 3 (B) は、脈拍センサーにおいて生成される 2 つの信号（波形データ）の周波数解析の結果を表し、図 3 (A) は、指の血管に対応し、図 3 (B) は、手首の血管に対応する。図 3 (A)、図 3 (B) の例において、上段は、図 2 に示されるような入力データ（波形データ）を示し、下段は、特許文献 1 の図 7 (A) に示されるような出力データ（複数のスペクトルの分布）を示す。図 3 (A)、図 3 (B) の例において、入力データは、0 ~ 16 [s e c] の範囲の波形データであり、出力データは、0 ~ 4 [H z] の範囲の周波数に対応する複数のスペクトル値である。

【 0 0 4 4 】

図 3 (A) に示すように、指の血管を対象とする脈拍センサーにおいて生成される信号の周波数解析の結果によれば、脈拍を呈する周波数（脈拍周波数） f_{HR1} のスペクトル値が最も大きく、先鋭な脈拍スペクトルが現れている。また、脈拍周波数 f_{HR1} の 2 倍の周波数 f_{HR2} のスペクトル値も、隣接するスペクトル値と比べて大きく、先鋭な 2 倍脈拍スペクトルが現れている。散歩やジョギング等の運動に伴う腕の振を呈する周波数（体動周波数） f_{BM1} のスペクトル値及び体動周波数 f_{BM1} の 2 倍の周波数 f_{BM2} のスペクトル値も、隣接するスペクトル値と比べて大きく、明瞭な体動スペクトル及び 2 倍体動スペクトルが現れている。このような場合、脈拍周波数 f_{HR1} を容易に特定することができる。

【 0 0 4 5 】

図 3 (B) に示すように、手首の血管を対象とする脈拍センサーにおいて生成される信号の周波数解析の結果によれば、体動周波数 f_{BM1} のスペクトル値が最も大きく、明瞭な体動スペクトルが現れている。また、体動周波数 f_{BM1} の 2 倍の周波数 f_{BM2} のスペクトル値も、隣接するスペクトル値と比べて大きく、2 倍体動スペクトルが現れている。しかしながら、脈拍周波数 f_{HR1} のスペクトル値は、体動周波数 f_{BM1} のスペクトル値や体動周波数 f_{BM1} の 2 倍の周波数 f_{BM2} のスペクトル値よりも小さい。また、脈拍周波数 f_{HR1} のスペクトル値は、隣接するスペクトル値と比べて、僅かに大きい。従って、手首の血管を対象とする脈拍センサーにおいて生成される信号の周波数解析の結果によれば、周波数 f_{BM1} 及び周波数 f_{BM2} に対応する体動ノイズを含むノイズ（脈拍周波数 f_{HR1} を除く他の周波数に対応するノイズ）が、支配的であることを示す。

【 0 0 4 6 】

図 3 (B) の例では、仮に体動ノイズを除去又は低減したとしても、明確な脈拍スペクトルが現れていない。このような場合、脈拍周波数 f_{HR1} を特定することは、困難である。言い換えれば、周波数 f_{HR1} を脈拍周波数として特定したり、ノイズを呈する周波数 f_{N1} 又は f_{N2} を誤って脈拍周波数として特定する場合もある。

【 0 0 4 7 】

また、特許文献 1 の図 7 (A) の例のように、周波数 f_1 のスペクトル値が、常に大き

くなるとは限らず、手首の血管の構造には個人差が大きく、周波数 f_1 のスペクトル値が、本願明細書に付随する図 3 (B) の例のように小さくなることを、本発明者は、認識した。以上の事情を考慮した結果、本発明者は、図 3 (B) の脈拍周波数 f_{HR1} のスペクトル値を重み付け部 230 により大きくすることで、脈拍周波数 f_{HR1} を容易に特定することができることを認識した。

【0048】

1.3 第1の構成例

図 4 は、図 1 の生体情報処理装置の具体的な構成例を示す。図 4 の例では、重み付け部 230 が具体化されているが、生体情報処理装置の具体的な構成例は、図 4 に限定されない。また、上述した構成例と同一の構成については同じ符号を付し、その説明を省略する。加えて、図 4 の例では、生体情報処理装置は、記憶部 250 を含む。記憶部 250 は、例えば、メモリー、HDD (ハードディスクドライブ) 等であり、特定部 240 のワーク領域と呼ぶこともできる。また、記憶部 250 は、上述の通り、解析部 220 及び重み付け部 230 の全部又は一部のワーク領域の機能も備えてもよい。

10

【0049】

図 4 の例では、記憶部 250 は、特定部 240 によって特定された生体周波数を記憶する。記憶部 250 は、過去に特定された生体周波数のすべて又は一部の記憶を継続して、生体周波数の履歴を記憶してもよい。図 4 の例では、記憶部 250 は、特定部 240 によって過去に特定された少なくとも 1 つの生体周波数を記憶し、重み付け部 230 は、少なくとも 1 つの生体周波数を重み付け処理の内容又は手法に反映させることができる。

20

【0050】

具体的には、記憶部 250 に記憶される 1 つの生体周波数に基づき、重み付け部 230 (狭義には、判定部 232) は、生体活動を呈すると想定される周波数帯域を決定してもよい。また、記憶部 250 に記憶される 1 つの生体周波数に基づき、重み付け部 230 (狭義には、判定部 232) は、第 1 のスペクトル値の重み (重み係数) を決定してもよい。加えて、記憶部 250 に記憶される 1 つの生体周波数に基づき、重み付け部 230 (狭義には、判定部 232) は、重み付け処理を中止するか否か、即ち周波数帯域決定部 234 及び重み係数増加部 236 の機能を無効化するか否かを決定してもよい。

【0051】

重み付け部 230 (狭義には、判定部 232) は、上記判定処理だけでなく、他の判定処理も、行うことができる。また、取得部 210、解析部 220 及び特定部 240 (広義には、生体情報処理装置) は、必要に応じて様々な判定処理を行うことができる。

30

【0052】

1.4 第1の動作例

図 5 は、図 4 の生体情報処理装置の動作例を表すフローチャートを示す。以下に、図 5 等を参照しながら、生体情報処理装置の動作例を説明するが、生体情報処理装置の動作例は、図 4 及び図 5 等に限定されるものではない。また、以下に説明する動作の一部を省略することもでき、以下に説明する動作に他の動作を追加することもできる。

【0053】

図 5 の例では、取得部 210 は、例えば 16 秒分の生体情報を有する信号 (狭義には、生体情報を有する波形データ) を取得したか否かを判定する (ステップ S11)。解析部 220 で生体情報を有する信号を周波数解析するためには、所与の期間の生体情報を有する信号が必要となる。所与の期間は、後述するステップ S12 でのサンプリング周波数及びサンプリング点数によって決定することができる。例えば、サンプリング周波数が 16 [Hz] であり、サンプリング点数が 256 であれば、所定の期間は、サンプリング点数 / サンプリング周波数 = $256 / 16 = 16$ [sec] である。

40

【0054】

図 5 の例では、例えば 16 秒分の生体情報を有する信号を取得していない場合、取得部 210 は、16 秒分の生体情報を有する信号が取得できるまで、時間の経過を待つ (ステップ S11)。16 秒分の生体情報を有する信号を受け取ると、解析部 220 は、16 秒

50

分の生体情報を有する信号（波形データ）を周波数解析する（ステップ S 1 2）。解析部 2 2 0 は、例えば図 3（B）に示すような周波数解析の結果（0 ~ 4 [H z]）の範囲の周波数に対応する複数のスペクトル値）を得る。

【 0 0 5 5 】

図 5 の例では、重み付け部 2 3 0（狭義には、判定部 2 3 2）は、直前の生体周波数が体動周波数よりも離れているか否かを判定する（ステップ S 1 3）。ここでは、記憶部 2 5 0 には、少なくとも 1 つの生体周波数が記憶されていることを想定する。記憶部 2 5 0 に複数の生体周波数が記憶される場合、重み付け部 2 3 0（狭義には、判定部 2 3 2）は、記憶部 2 5 0 に記憶される複数の生体周波数のうちの最も新しい生体周波数が、体動周波数から所与の周波数帯域だけ離れているか否かを判定する（ステップ S 1 3）。 10

【 0 0 5 6 】

上述したように、重み付け部 2 3 0 は、図 3（B）の脈拍周波数 f_{HR1} のスペクトル値を大きくすることで、特定部 2 4 0 は、脈拍周波数 f_{HR1} （広義には、生体周波数）を容易に特定することができる。しかしながら、重み付け部 2 3 0 が図 3（B）の体動周波数 f_{BM1} のスペクトル値を誤って大きくしてしまうと、特定部 2 4 0 は、体動周波数 f_{BM1} を誤って脈拍周波数（広義には、生体周波数）として特定してしまう。そこで、このような誤った処理を回避するために、ステップ S 1 3 を実行することができる。

【 0 0 5 7 】

ここでは、図 3（B）に示す周波数解析の結果（0 ~ 4 [H z]）の範囲の周波数に対応する複数のスペクトル値）が、直前の周波数解析の結果であることを想定する。この場合、次の周波数解析の結果（ステップ S 1 2 で実施した現在の周波数解析の結果）は、現在の脈拍周波数（広義には、生体周波数）は、図 3（B）に示す脈拍周波数 f_{HR1} （広義には、直前の生体周波数）付近に存在することが予想される。また、現在の体動周波数は、図 3（B）に示す体動周波数 f_{BM1} （直前の体動周波数）付近に存在することが予想される。ここでは、現在の体動周波数が、図 3（B）に示す体動周波数 f_{BM1} （直前の体動周波数）と一致することを想定する。この場合、重み付け部 2 3 0（狭義には、判定部 2 3 2）は、直前の生体周波数（図 3（B）に示す脈拍周波数 f_{HR1} ）が、現在の体動周波数（図 3（B）に示す体動周波数 f_{BM1} ）から例えば ± 3 本分のスペクトル以上離れているか否かを判定する（ステップ S 1 3）。図 3（B）の例に示す関係を考慮すれば、周波数 f_{HR1} は、周波数 f_{BM1} から 9 本分のスペクトルだけ離れているので、ステップ S 1 4 を実施することができる。 20 30

【 0 0 5 8 】

一方、ステップ S 1 3 を実施した結果、仮に、直前の生体周波数が、現在の体動周波数から例えば ± 3 本分のスペクトル以上離れていない場合、ステップ S 1 4 を実施しないで、ステップ S 1 5 を実施することができる。即ち、重み付け部 2 3 0 は、ステップ S 1 4 の重み付け処理の実施を中止し、且つ特定部 2 4 0 は、ステップ S 1 2 で実施した現在の周波数解析の結果に基づき生体周波数を特定する（ステップ S 1 5）。このように、ステップ S 1 3 の存在により、直前の生体周波数が体動周波数に近い場合、ステップ S 1 4 の実施を回避することができる。

【 0 0 5 9 】

図 5 の例では、重み付け部 2 3 0（狭義には、判定部 2 3 2、周波数帯域決定部 2 3 4、重み係数増加部 2 3 6）は、過去の生体周波数の履歴に基づき重み付け処理を実施する（ステップ S 1 4）。ここでは、記憶部 2 5 0 には、少なくとも 1 つの生体周波数が記憶されていることを想定する。記憶部 2 5 0 に複数の生体周波数が記憶される場合、重み付け部 2 3 0（狭義には、判定部 2 3 2）は、少なくとも 2 つの生体周波数の変化傾向を判定することができ、その判定結果を重み付け処理に反映させることができる。即ち、記憶部 2 5 0 に複数の生体周波数が記憶される場合、複数の重み付け処理手法を準備し、生体周波数の変化傾向に応じて、適正な重み付け処理手法を選択することができる。記憶部 2 5 0 に 1 つの生体周波数だけが記憶される場合、生体周波数の変化傾向とは無関係に、1 つの重み付け処理手法を採用してもよい。なお、記憶部 2 5 0 に複数の生体周波数が記憶 40 50

される場合であっても、生体周波数の変化傾向とは無関係に、1つの重み付け処理手法を採用してもよい。

【0060】

図6(A)、図6(B)は、重み付け処理を説明するための図であり、図6(A)は、図5のステップS12を実施した現在の周波数解析の結果の一例を示し、図6(B)は、図5のステップS14を実施した増大された周波数解析の結果の一例を示す。図6(A)には、5つの代表的なスペクトルが、周波数 f_{15} 、 f_{21} 、 f_{29} 、 f_{44} 及び f_{59} で示されている。周波数解析の結果は、例えば0～4[Hz]の範囲の周波数を示し、例えば、サンプリング周波数が16[Hz]であり、サンプリング点数が256であれば、周波数の分解能は、サンプリング周波数/サンプリング点数 $=16/256=0.0625$ [Hz]である。言い換えれば、1本分のスペクトルは、0.0625[Hz]の幅を持つ。ここでは、周波数 f_{21} (21本目のスペクトル)が、直前の生体周波数を示すことを想定する。重み付け部230(狭義には、周波数帯域決定部234)は、生体活動を呈すると想定される周波数帯域として、21本目のスペクトル(直前の生体周波数 f_{21})±例えば1本分のスペクトルに決定する(図5のステップS14)。即ち、重み付け部230(狭義には、周波数帯域決定部234)は、周波数帯域として、20本目のスペクトルから22本目のスペクトルまでの範囲に決定する。

10

【0061】

次に、重み付け部230(狭義には、重み係数増加部236)は、周波数帯域(周波数 $f_{20} \sim f_{22}$)に属する第1のスペクトル値の重み(重み係数)を、例えば「5」に設定し、図6(B)に示すように、第1のスペクトル値を5倍に増加する(図5のステップS14)。周波数帯域(周波数 $f_{20} \sim f_{22}$)に属しない第2のスペクトル値の重み(重み係数)は、例えば「1」のままである(図5のステップS14)。

20

【0062】

図6(A)、図6(B)の例で説明したような、直前の生体周波数±例えば1本分のスペクトルに決定する重み付け処理手法は、生体周波数の変化傾向とは無関係に、図5のステップS12を実施した現在の周波数解析の結果に適用することができる(ステップS14)。なお、生体活動を呈すると想定される周波数帯域として、直前の生体周波数±2本分のスペクトルを予測してもよい(ステップS14)。

【0063】

図5の例のステップS14では、生体周波数の変化傾向とは無関係に、1つの重み付け処理手法を採用してもよい。代替的には、生体周波数の変化傾向に応じて、複数の重み付け処理手法の中から1つの重み付け処理手法を選択してもよい。以下に、生体周波数の変化傾向を考慮する例について、説明する。

30

【0064】

図7は、図5のステップS14の具体例を表すフローチャートを示す。図7の例では、重み付け部230(狭義には、判定部232)は、記憶部250に記憶される少なくとも2つの生体周波数に基づき、少なくとも2つの生体周波数の変化傾向を判定し、その判定結果を得る(ステップS21)。

【0065】

ここでは、記憶部250に記憶される生体周波数のうちの最も新しい生体周波数及び2番目に新しい生体周波数に基づき、生体周波数の変化傾向を判定することを想定する。例えば、2番目に新しい生体周波数が、図6(A)に示すような周波数解析の結果の21本目のスペクトルであり、最も新しい生体周波数も、21本目のスペクトルである場合、生体周波数の変化傾向は、一定傾向である。例えば、2番目に新しい生体周波数が、20本目のスペクトルであり、最も新しい生体周波数が、21本目のスペクトルである場合、生体周波数の変化傾向は、増加傾向である。例えば、2番目に新しい生体周波数が、22本目のスペクトルであり、最も新しい生体周波数が、21本目のスペクトルである場合、生体周波数の変化傾向は、減少傾向である。

40

【0066】

50

また、ここでは、記憶部 250 に記憶される生体周波数のうちの最も新しい生体周波数、2 番目に新しい生体周波数及び 3 番目に新しい生体周波数に基づき、生体周波数の変化傾向を判定することを想定することもできる。例えば、2 番目に新しい生体周波数が 3 番目に新しい生体周波数よりも高く、且つ最も新しい生体周波数が 2 番目に新しい生体周波数よりも高い場合、生体周波数の変化傾向は、増加傾向である。例えば、2 番目に新しい生体周波数が 3 番目に新しい生体周波数よりも低く、且つ最も新しい生体周波数が 2 番目に新しい生体周波数よりも低い場合、生体周波数の変化傾向は、減少傾向である。例えば、その他の場合、生体周波数の変化傾向は、一定傾向である。

【0067】

図 7 の例では、ステップ S 2 1 の判定結果に基づき、重み付け部 230（狭義には、周波数帯域決定部 234）は、生体活動を呈すると想定される周波数帯域を決定する（ステップ S 2 2）。生体周波数の変化傾向が一定傾向であれば、例えば、図 6（B）で示すような周波数帯域（直前の生体周波数 ± 1 本分のスペクトル）を決定する。生体周波数の変化傾向が増加傾向であれば、例えば、生体活動を呈すると想定される周波数帯域として、直前の生体周波数 + 2 本分のスペクトルを決定する。生体周波数の変化傾向が減少傾向であれば、例えば、生体活動を呈すると想定される周波数帯域として、直前の生体周波数 - 2 本分のスペクトルを決定する。

【0068】

図 8（A）、図 8（B）は、生体周波数の変化傾向が増加傾向を示す時の重み付け処理を説明するための図であり、図 8（A）は、図 5 のステップ S 1 2 を実施した現在の周波数解析の結果の一例を示し、図 8（B）は、図 7 のステップ S 2 2 及び S 2 3（図 5 のステップ S 1 4）を実施した増大された周波数解析の結果の一例を示す。図 8（A）には、3 つの代表的なスペクトルが、周波数 f_{23} 、 f_{28} 及び f_{45} で示されている。ここでは、27 本目のスペクトルが、直前の生体周波数を示すことを想定する。生体周波数の変化傾向が増加傾向であれば、例えば、生体活動を呈すると想定される周波数帯域として、図 8（B）で示すような周波数帯域（27 本目のスペクトル（直前の生体周波数 f_{27} ）～29 本目のスペクトル）を決定する（図 7 のステップ S 2 2）。

【0069】

図 9（A）、図 9（B）は、生体周波数の変化傾向が減少傾向を示す時の重み付け処理を説明するための図であり、図 9（A）は、図 5 のステップ S 1 2 を実施した現在の周波数解析の結果の一例を示し、図 9（B）は、図 7 のステップ S 2 2 及び S 2 3（図 5 のステップ S 1 4）を実施した増大された周波数解析の結果の一例を示す。図 9（A）には、5 つの代表的なスペクトルが、周波数 f_{14} 、 f_{25} 、 f_{29} 、 f_{43} 及び f_{58} で示されている。ここでは、26 本目のスペクトルが、直前の生体周波数を示すことを想定する。生体周波数の変化傾向が減少傾向であれば、例えば、生体活動を呈すると想定される周波数帯域として、図 9（B）で示すような周波数帯域（24 本目のスペクトル～26 本目のスペクトル（直前の生体周波数 f_{26} ）を決定する（図 7 のステップ S 2 2）。

【0070】

図 7 の例では、ステップ S 2 1 の判定結果に基づき、重み付け部 230（狭義には、重み係数増加部 236）は、生体活動を呈すると想定される周波数帯域に属する第 1 のスペクトル値の重み（重み係数）を増加する（ステップ S 2 3）。生体周波数の変化傾向が一定傾向であれば、例えば、図 6（B）で示すように、周波数帯域（周波数 $f_{20} \sim f_{22}$ ）に属する第 1 のスペクトル値を 5 倍に増加する。生体周波数の変化傾向が増加傾向であれば、例えば、図 8（B）で示すように、周波数帯域（周波数 $f_{27} \sim f_{29}$ ）に属する第 1 のスペクトル値を $5 \times 1.5 = 7.5$ 倍に増加する。即ち、生体周波数の変化傾向が増加傾向であれば、生体周波数の変化傾向が一定傾向である 5 倍よりもさらに増加する。生体周波数の変化傾向が減少傾向であれば、例えば、図 9（B）で示すように、周波数帯域（周波数 $f_{24} \sim f_{26}$ ）に属する第 1 のスペクトル値を $5 \times 1.5 = 7.5$ 倍に増加する。即ち、生体周波数の変化傾向が減少傾向であれば、生体周波数の変化傾向が一定傾向である 5 倍よりもさらに増加する。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 1 】

なお、図 7 のステップ S 2 2 を変形してもよい。言い換えれば、ステップ S 2 1 の判定結果と無関係に、重み付け部 2 3 0 (狭義には、周波数帯域決定部 2 3 4) は、生体活動を呈すると想定される周波数帯域として、常に、例えば、図 6 (B) で示すような周波数帯域 (直前の生体周波数 ± 1 本分のスペクトル) を決定してもよい。このような場合であっても、生体周波数の変化傾向が増加傾向であれば、例えば、重み付け部 2 3 0 (狭義には、重み係数増加部 2 3 6) は、図 8 (B) の例を以下のように変更してもよい。周波数 f_{26} 、 f_{27} に属する第 1 のスペクトル値を 5 倍に増加し、周波数 f_{28} に属する第 1 のスペクトル値を $5 \times 1.5 = 7.5$ 倍に増加してもよい (ステップ S 2 3)。また、生体周波数の変化傾向が減少傾向であれば、例えば、重み付け部 2 3 0 (狭義には、重み係数増加部 2 3 6) は、図 9 (B) の例を以下のように変更してもよい。周波数 f_{25} に属する第 1 のスペクトル値を $5 \times 1.5 = 7.5$ 倍に増加し、周波数 f_{26} 、 f_{27} に属する第 1 のスペクトル値を 5 倍に増加してもよい (ステップ S 2 3)。

10

【 0 0 7 2 】

また、図 7 のステップ S 2 3 を変形してもよい。言い換えれば、ステップ S 2 1 の判定結果と無関係に、重み付け部 2 3 0 (狭義には、重み係数増加部 2 3 6) は、常に、生体活動を呈すると想定される周波数帯域に属する第 1 のスペクトル値を例えば、5 倍に増加してもよい。生体周波数の変化傾向が増加傾向であれば、ステップ S 2 3 で、例えば、図 8 (B) で示すように、周波数帯域 (周波数 $f_{27} \sim f_{29}$) が設定され、その後、周波数帯域 (周波数 $f_{27} \sim f_{29}$) に属する第 1 のスペクトル値を 5 倍に増加してもよい。また、生体周波数の変化傾向が減少傾向であれば、ステップ S 2 3 で、例えば、図 9 (B) で示すように、周波数帯域 (周波数 $f_{24} \sim f_{26}$) が設定され、その後、周波数帯域 (周波数 $f_{24} \sim f_{26}$) に属する第 1 のスペクトル値を 5 倍に増加してもよい。

20

【 0 0 7 3 】

前述の通り、図 5 のステップ S 1 4 は、図 7 のステップ S 2 2 及び S 2 3 を実施することでもでき、図 7 のステップ S 2 2 及び S 2 3 の変形を実施することでもできる。図 5 のステップ S 1 4 の実施方法は、様々な手法を用いることができるが、以下に、ステップ S 2 2 の要点を述べる。

【 0 0 7 4 】

ステップ S 2 1 の実施により、記憶部 2 5 0 に記憶される少なくとも 2 つの生体周波数の増加傾向を示す場合、周波数帯域決定部 2 3 4 で決定される周波数帯域は、少なくとも 2 つの生体周波数のうちの最も新しい生体周波数を含む (ステップ S 2 2)。また、この周波数帯域は、図 5 のステップ S 1 2 で実施した現在の周波数解析の結果の複数の周波数 (例えば、 $0 \sim 4$ [Hz] の範囲) のうちの最も新しい生体周波数よりも高い少なくとも 1 つの高周波側の周波数を含む (ステップ S 2 2)。

30

【 0 0 7 5 】

ステップ S 2 1 の実施により、記憶部 2 5 0 に記憶される少なくとも 2 つの生体周波数の減少傾向を示す場合、周波数帯域決定部 2 3 4 で決定される周波数帯域は、少なくとも 2 つの生体周波数のうちの最も新しい生体周波数を含む (ステップ S 2 2)。また、この周波数帯域は、図 5 のステップ S 1 2 で実施した現在の周波数解析の結果の複数の周波数 (例えば、 $0 \sim 4$ [Hz] の範囲) のうちの最も新しい生体周波数よりも低い少なくとも 1 つの高周波側の周波数を含む (ステップ S 2 2)。

40

【 0 0 7 6 】

このように、生体周波数の変化傾向に応じて、周波数帯域をより適切に設定することができる。即ち、生体周波数の変化傾向が増加傾向である場合、次の生体周波数は、前の生体周波数よりも高周波側にシフトする又は前の周波数と同じである可能性が高く、前の周波数及び高周波側の周波数を、生体活動を呈すると想定される周波数帯域として設定することができる。他方、生体周波数の変化傾向が減少傾向である場合、次の生体周波数は、前の生体周波数よりも低周波側にシフトする又は前の周波数と同じである可能性が高く、前の周波数) 及び低周波側の周波数を、生体活動を呈すると想定される周波数帯域として

50

設定することができる。

【 0 0 7 7 】

図 5 の例では、特定部 2 4 0 は、現在の生体周波数を特定する（ステップ S 1 5）。例えば、図 6（B）の例では、周波数 f_{21} （2 1 本目のスペクトル）が、直前の生体周波数を示す状態で、特定部 2 4 0 は、現在の生体周波数として、最も大きい値であるスペクトル値の周波数 f_{21} を特定する（ステップ S 1 5）。例えば、図 8（B）の例では、周波数 f_{27} （2 7 本目のスペクトル）が、直前の生体周波数を示す状態で、特定部 2 4 0 は、現在の生体周波数として、最も大きい値であるスペクトル値の周波数 f_{28} を特定する（ステップ S 1 5）。例えば、図 9（B）の例では、周波数 f_{26} （2 6 本目のスペクトル）が、直前の生体周波数を示す状態で、特定部 2 4 0 は、現在の生体周波数として、最も大きい値であるスペクトル値の周波数 f_{25} を特定する（ステップ S 1 5）。 10

【 0 0 7 8 】

図 5 の例では、記憶部 2 5 0 は、生体周波数の履歴を更新する（ステップ S 1 6）。具体的には、記憶部 2 5 0 は、ステップ S 1 5 で特定された生体周波数を記憶し、この記憶されたばかりの最も新しい生体周波数が、直前の生体周波数になる。

【 0 0 7 9 】

図 5 の例では、生体情報処理装置は、ステップ S 1 1 ~ S 1 6 の処理を中止するか否かを判定する（ステップ S 1 7）。例えば、ユーザーによって図示しないストップボタンが押されることにより、生体情報処理装置は、ステップ S 1 1 ~ S 1 6 の処理を中止する。言い換えれば、ユーザーによって図示しないストップボタンが押されるまでの間、生体情報処理装置は、ステップ S 1 1 ~ S 1 6 の処理を繰り返す。代替的に、生体情報処理装置は、例えば 6 分間（広義には、所与の期間）だけ、ステップ S 1 1 ~ S 1 6 の処理を繰り返してもよく、所与の期間を経過した後に、ステップ S 1 1 ~ S 1 6 の処理を自動的に中止してもよい。 20

【 0 0 8 0 】

1 . 5 第 2 の構成例

図 1 0 は、図 1 の生体情報処理装置の具体的な他の構成例を示す。図 1 0 の例では、図 4 の例と同様に、重み付け部 2 3 0 が具体化されているが、生体情報処理装置の具体的な構成例は、図 1 0 に限定されない。また、上述した構成例と同一の構成については同じ符号を付し、その説明を省略する。加えて、図 1 0 の例では、生体情報処理装置は、換算部 2 6 0 等の追加の構成を含む。生体情報処理装置は、追加の構成の一部を省略してもよい。なお、図 1 の取得部 2 1 0 及び解析部 2 2 0 は、図 1 0 の例において、それぞれ第 1 の取得部及び第 1 の解析部と呼ぶ。 30

【 0 0 8 1 】

図 1 0 に示される第 2 の構成例では、追加の構成として、例えば、第 1 のセンサー部 2 0 0 及び第 2 のセンサー部 3 0 0 も含んでおり、2 つのセンサー（例えば、脈拍センサー及び加速度センサーの組み合わせ等）を併用している。また、第 2 の構成例では、第 2 のセンサー部 3 0 0 に対応する第 2 の取得部 3 1 0 及び第 2 の解析部 3 2 0 も含むことができる。これらの追加の構成の詳細な説明は、後述するが、第 2 のセンサー部 3 0 0 の存在により、体動スペクトル（広義には、ノイズ）を特定し、それを除去又は低減することができる。これにより、特定部 2 4 0 は、生体周波数をより正確に特定することができる。 40

【 0 0 8 2 】

図 1 0 の例では、生体情報処理装置は、特定部 2 4 0 によって特定された生体周波数を脈拍数又は心拍数（広義には、生体情報）に換算する換算部 2 6 0 を含む。上述の通り、図 6（B）の例における周波数の分解能は、例えば、サンプリング周波数 / サンプリング点数 = $16 / 256 = 0.0625$ [Hz] である。脈拍数又は心拍数は、一般には、1 分間の拍動の数 [bpm] で表される。そこで、換算部 2 6 0 は、特定部 2 4 0 によって特定された生体周波数を例えば 60 倍に増加する。具体的には、2 1 本目のスペクトルが、現在の生体周波数である場合、換算部 2 6 0 は、生体周波数 f_{21} に基づき、脈拍数又は心拍数として、 $21 \times 0.0625 \times 60 = 78.75$ [bpm] を算出する。なお、 50

換算部 260 は、脈拍数又は心拍数の小数点以下の数字（端数）を切り捨ててもよく、代替的に、端数が 0.5 未満なら切り捨て、端数が 0.5 以上なら切り上げてよい。

【0083】

なお、換算部 260 は、生体情報として例えば歩数を算出してもよい。歩数は、一般には、計測期間における歩数の総和で表される。例えば、16 秒分の信号に基づき歩数周波数が特定され、計測期間が $16 \times N$ [sec] である場合、換算部 260 は、計測期間の歩数として、例えば、（1 回目の歩数周波数 + 2 回目の歩数周波数 + ... + N 回目の歩数周波数） $\times 16$ を算出する。換算部 260 が歩数を算出する場合、生体情報処理装置は、歩数計と呼ぶことができ換算部 260 が脈拍数又は心拍数を算出する場合、生体情報処理装置は、脈拍計又は心拍計と呼ぶことができる。

10

【0084】

図 10 の例で示されるように、生体情報処理装置は、換算部 260 によって換算された脈拍数又は心拍数（広義には、生体情報）を表示する表示部 270 を含むことができる。表示部 270 は、例えば液晶パネル、LED パネル等で構成することができる。なお、換算部 260 によって換算された脈拍数又は心拍数（広義には、生体情報）は、記憶部 250 に記憶されてもよく、記憶部 250 に記憶される脈拍数又は心拍数（広義には、生体情報）を外部の装置（図示せず）で読み出してもよい。

【0085】

図 10 の例で示されるように、生体情報処理装置は、例えば、操作ボタン、タッチパネル等で構成される入力部 280 を含むことができる。入力部 280 は、ユーザーの操作情報を入力する。生体情報処理装置が、入力部 280 として、例えば有効ボタン、無効ボタン等の操作ボタンを含む場合、ユーザーが有効ボタンを押すことにより、生体情報処理装置の処理（例えば、重み付け部 230 の処理）を有効化することができる。また、ユーザーが無効ボタンを押すことにより、生体情報処理装置の処理（例えば、重み付け部 230 の処理）を無効化することができる。

20

【0086】

図 10 の例で示されるように、生体情報処理装置は、信号処理部 290 を含むことができる。例えば図 6 (A) で示されるように、スペクトル分布は、脈拍スペクトル（周波数 f_{21} ）だけでなく、ノイズである体動スペクトル（周波数 f_{15} ）、2 倍体動スペクトル（周波数 f_{29} ）、3 倍体動スペクトル（周波数 f_{44} ）及び 4 倍体動スペクトル（周波数 f_{59} ）を含む。そこで、生体情報処理装置は、信号処理部 290 を含むことにより、体動スペクトルを除去又は低減することができる。

30

【0087】

信号処理部 290 は、例えば、FIR フィルター等の適応フィルタで構成することができる。信号処理部 290 は、第 1 の取得部 210 で取得される第 1 の信号及び第 2 の取得部 310 で取得される第 2 の信号を適応フィルタに入力し、ノイズが除去又は低減されたフィルタ出力信号を生成する。図 5 のステップ S12 において、図 10 の第 1 の解析部 220 は、信号処理部 290 からのフィルタ出力信号を周波数解析することができる。

【0088】

図 11 (A)、図 11 (B) は、図 10 の信号処理部 290 を利用する重み付け処理を説明するための図である。図 11 (A) は、信号処理部 290 を利用する図 5 のステップ S12 を実施した現在の周波数解析の結果の一例を示す一方、図 6 (A) は、信号処理部 290 を利用しない図 5 のステップ S12 を実施した現在の周波数解析の結果の一例を示す。図 11 (B) は、信号処理部 290 を利用する図 5 のステップ S14 を実施した増大された周波数解析の結果の一例を示す一方、図 6 (B) は、信号処理部 290 を利用しない図 5 のステップ S14 を実施した増大された周波数解析の結果の一例を示す。

40

【0089】

図 11 (A) に示されるように、周波数 f_{15} （体動スペクトル）のスペクトル値は、信号処理部 290 によって大きく減少する。なお、図 11 (B) の例では、周波数帯域（

50

周波数 $f_{20} \sim f_{22}$) に属する第 1 のスペクトル値は、例えば 2 倍に増加されている。

【0090】

図 12 (A)、図 12 (B) は、生体周波数の変化傾向が増加傾向を示す時の図 10 の信号処理部 290 を利用する重み付け処理を説明するための図である。図 12 (A) は、信号処理部 290 を利用する図 5 のステップ S 12 を実施した現在の周波数解析の結果の一例を示す一方、図 8 (A) は、信号処理部 290 を利用しない図 5 のステップ S 12 を実施した現在の周波数解析の結果の一例を示す。図 12 (B) は、信号処理部 290 を利用する図 5 のステップ S 14 を実施した増大された周波数解析の結果の一例を示す一方、図 8 (B) は、信号処理部 290 を利用しない図 5 のステップ S 14 を実施した増大された周波数解析の結果の一例を示す。

10

【0091】

図 12 (A) に示されるように、周波数 f_{23} (体動スペクトル) のスペクトル値は、信号処理部 290 によって大きく減少する。なお、図 12 (B) の例では、周波数帯域 (周波数 $f_{27} \sim f_{29}$) に属する第 1 のスペクトル値は、例えば $2 \times 1.5 = 3$ 倍に増加されている。

【0092】

図 13 (A)、図 13 (B) は、生体周波数の変化傾向が減少傾向を示す時の図 10 の信号処理部 290 を利用する重み付け処理を説明するための図である。図 13 (A) は、信号処理部 290 を利用する図 5 のステップ S 12 を実施した現在の周波数解析の結果の一例を示す一方、図 9 (A) は、信号処理部 290 を利用しない図 5 のステップ S 12 を実施した現在の周波数解析の結果の一例を示す。図 13 (B) は、信号処理部 290 を利用する図 5 のステップ S 14 を実施した増大された周波数解析の結果の一例を示す一方、図 9 (B) は、信号処理部 290 を利用しない図 5 のステップ S 14 を実施した増大された周波数解析の結果の一例を示す。

20

【0093】

図 13 (A) に示されるように、周波数 f_{14} (体動スペクトル) のスペクトル値は、信号処理部 290 によって大きく減少する。なお、図 13 (B) の例では、周波数帯域 (周波数 $f_{24} \sim f_{26}$) に属する第 1 のスペクトル値は、例えば $2 \times 1.5 = 3$ 倍に増加されている。

【0094】

図 14 は、第 1 の取得部 210 が取得する信号の説明図を示す。第 1 の取得部 210 は、例えば 16 秒分の生体情報を有する信号 (広義には、脈拍情報を有する波形データ) を取得する。図 14 に示すように、第 1 の取得部 210 は、 $0 \sim 16$ [sec] の範囲の第 1 の波形データを取得した後、第 2 ~ 第 M の波形データを 4 秒毎に取り込むことができる。隣接する複数の波形データ (例えば、第 1 の波形データ及び第 2 の波形データ) が共通データ (例えば、 $4 \sim 16$ [sec] の波形データ) を有することにより、例えば 4 秒毎に脈拍数を計測することができる。なお、第 2 の取得部 310 も、例えば 16 秒分の信号を例えば 4 秒毎に取得することができる。

30

【0095】

図 14 に示すように、隣接する複数の波形データが共通データを有する場合、解析部 220 によって得られる脈拍スペクトルは、明確なスペクトルでないこともある。例えば、ユーザーがジョギングを開始し、脈拍数又は心拍数が上昇している場合、脈拍周波数も、上昇する。従って、脈拍周波数 (広義には、生体周波数) が増加傾向を示す場合、解析部 220 によって得られる脈拍スペクトルは、例えば 2 本分のスペクトルに分散することもある。脈拍スペクトルが複数本分のスペクトルに分散すると、複数本分のスペクトルの各々は、小さいスペクトル値を有することもある。このような場合、特定部 240 が脈拍スペクトルを特定することは困難である。これを回避するために、図 7 のステップ S 23 では、脈拍周波数 (広義には、生体周波数) の変化傾向に応じて、生体活動を呈すると想定される周波数帯域に属する第 1 のスペクトル値の重み (重み係数) の倍率を変更することができる。上述のように、生体周波数の変化傾向が増加傾向又は減少傾向を示す時の第 1

40

50

のスペクトル値の重み（重み係数）は、生体周波数の変化傾向が一定傾向を示す時の第 1 のスペクトル値の重み（重み係数）の例えば 1.5 倍に設定することができる。

【0096】

図 10 の例で示されるように、生体情報処理装置は、第 1 のセンサー部 200 を含むことができる。第 1 のセンサー部 200 は、脈拍センサー等の生体センサーで構成することができる。また、生体情報処理装置は、第 2 のセンサー部 300 を含むことができる。第 2 のセンサー部 300 は、例えば 3 軸（X 軸、Y 軸及び Z 軸）の加速度を検出する加速度センサー等の体動センサーで構成することができる。第 2 の取得部 310 は、第 1 の取得部 210 の脈拍信号（第 1 の信号）の取得タイミングと同期して、例えば 16 秒分の加速度信号等の体動信号（第 2 の信号）を取得することができる。

10

【0097】

第 2 の取得部 310 で取得される加速度信号等の体動信号（第 2 の信号）は、信号処理部 290 で用いられるだけでなく、第 2 の解析部 320 で用いることもできる。第 2 の解析部 320 は、体動信号を周波数解析する。第 2 の解析部 320 は、体動情報を有する信号（例えば、加速度センサーにおいて生成される加速度信号）を例えば高速フーリエ変換（広義には、拡散フーリエ変換）によって周波数解析する。これにより、第 2 の解析部 320 は、体動スペクトルを算出することができる。体動スペクトルは、図 5 のステップ S13 で利用することができる。

【0098】

2 電子機器

脈拍計等の生体情報測定装置（広義には、生体情報処理装置）は、時計、携帯電話、ページャー、パーソナルコンピューター等の電子機器に組み込まれてもよく、又は電子機器と組み合わせてもよい。生体情報処理装置の一部、例えば図 10 の第 1 の解析部 220、第 2 の解析部 320、重み付け部 230、特定部 240、記憶部 250、換算部 260 等は、例えば生体情報処理装置を組み込む電子機器の MPU（Micro Processing Unit）で構成してもよい。

20

【0099】

図 15（A）、図 15（B）は、図 1 等の生体情報処理装置を含む腕時計（広義には、電子機器）の外観例である。図 15（A）に示されるように、腕時計（広義には、手首装着型の生体情報処理装置）は、腕時計を被検査体（ユーザー）の腕（狭義には、手首）に取り付け可能なリストバンド 150 をさらに含むことができる。図 15（A）の例において、生体情報は、脈拍数であり、例えば「72」が示されている。また、腕時計は、時刻（例えば、午前 8 時 15 分）も示している。また、図 15（B）に示されるように、腕時計の裏蓋に例えば開口部が設けられ、開口部に例えば図 10 の第 1 のセンサー部 200（狭義には、脈拍センサー）が対応する。図 15（B）の例において、リストバンド 150 等は、省略されている。

30

【0100】

なお、上記のように本実施形態について詳細に説明したが、本発明の新規事項及び効果から実体的に逸脱しない多くの変形が可能であることは当業者には容易に理解できるであろう。従って、このような変形例はすべて本発明の範囲に含まれるものとする。例えば、明細書又は図面において、少なくとも一度、より広義又は同義な異なる用語と共に記載された用語は、明細書又は図面のいかなる箇所においても、その異なる用語に置き換えることができる。

40

【符号の説明】

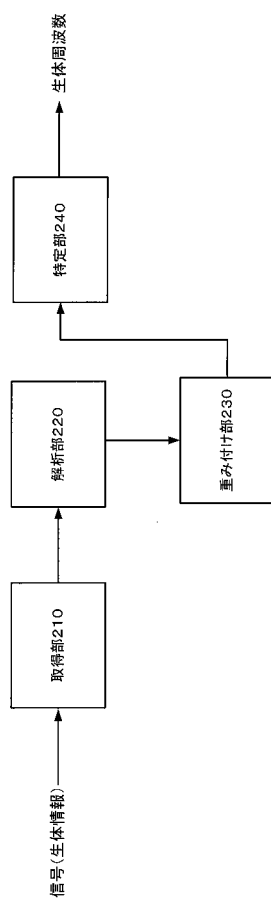
【0101】

150 リストバンド、 200 第 1 のセンサー部、
210 取得部（第 1 の取得部）、 220 解析部（第 1 の解析部）、
230 重み付け部、 232 判定部、 234 周波数帯域決定部、
236 重み係数増加部、 240 特定部、 250 記憶部、 260 換算部、
270 表示部、 280 入力部、 290 信号処理部、

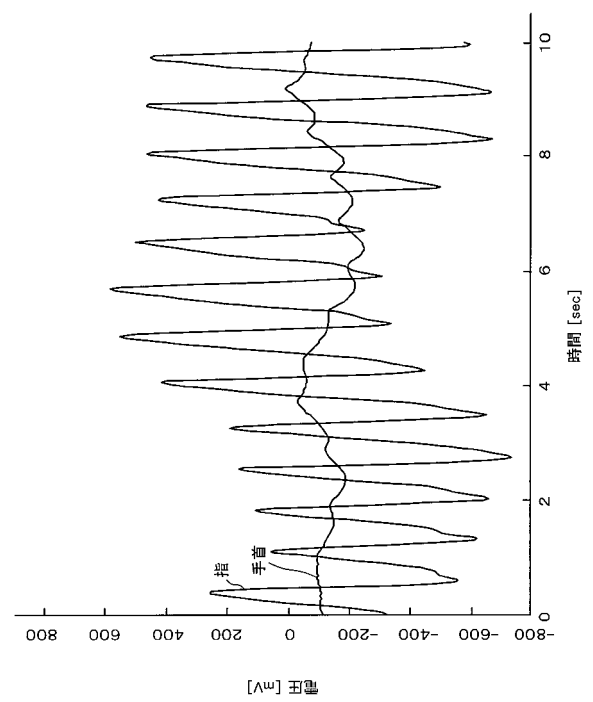
50

3 0 0 第 2 の センサー 部、 3 1 0 第 2 の 取得 部、 3 2 0 第 2 の 解析 部

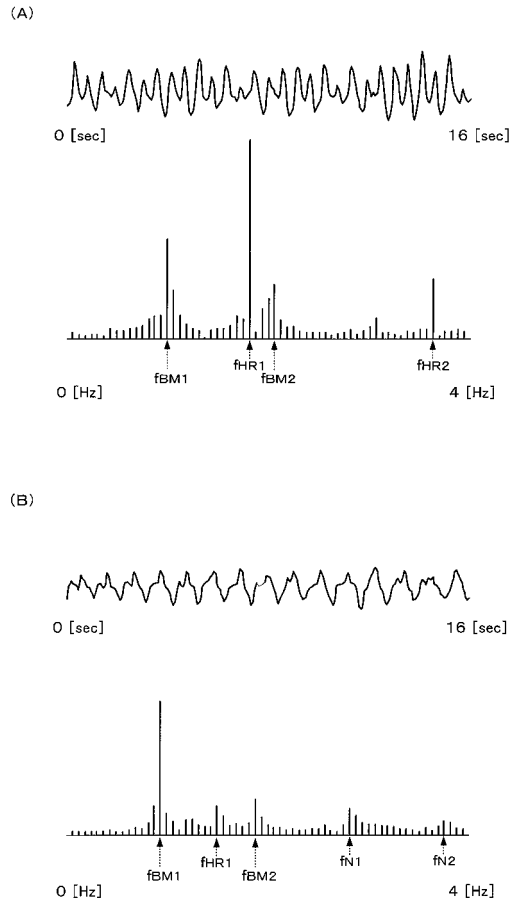
【 図 1 】



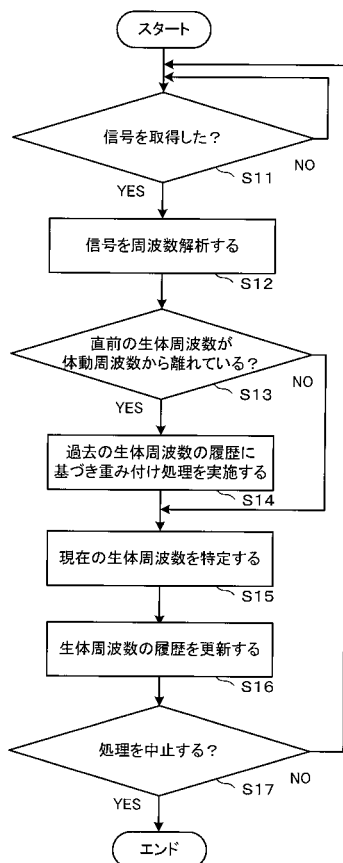
【 図 2 】



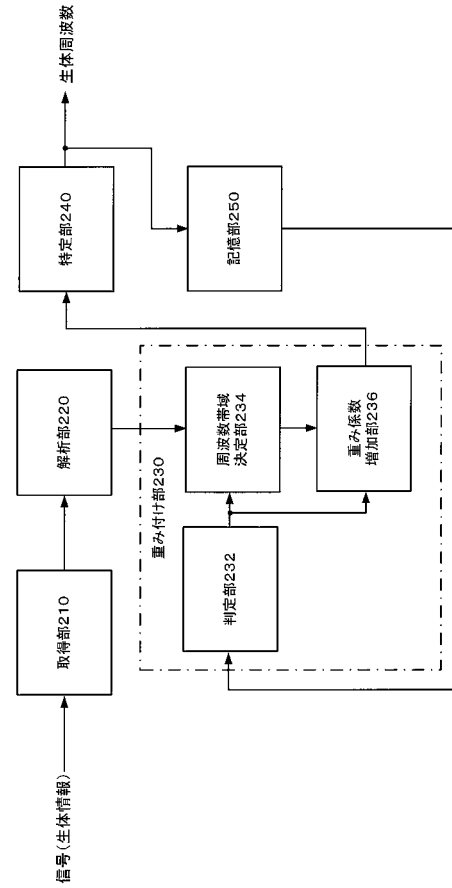
【図 3】



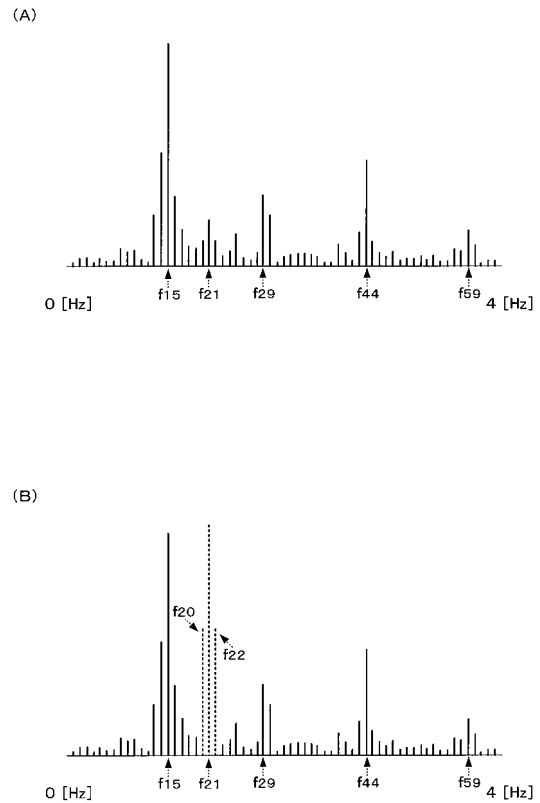
【図 5】



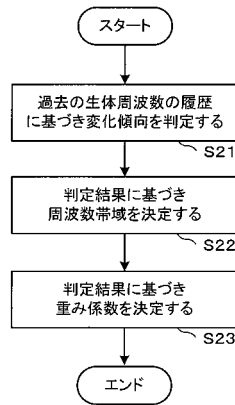
【図 4】



【図 6】

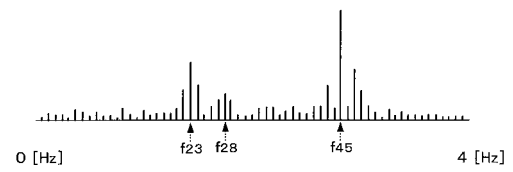


【図 7】

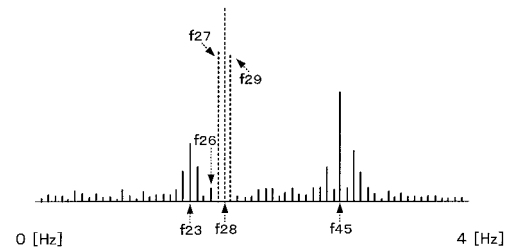


【図 8】

(A)

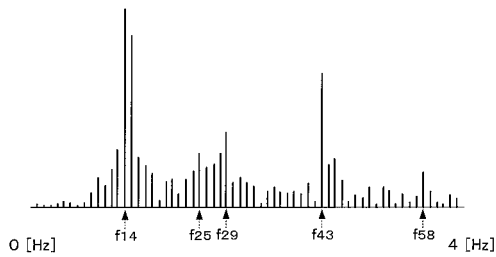


(B)

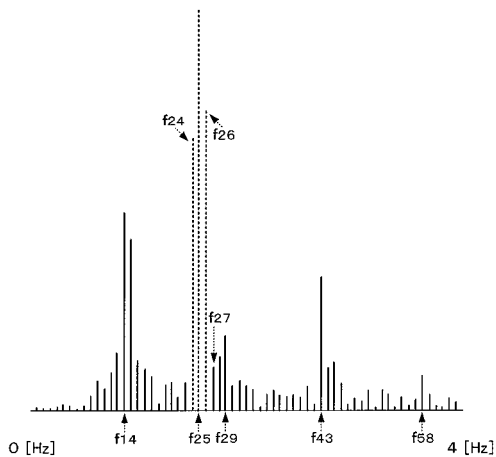


【図 9】

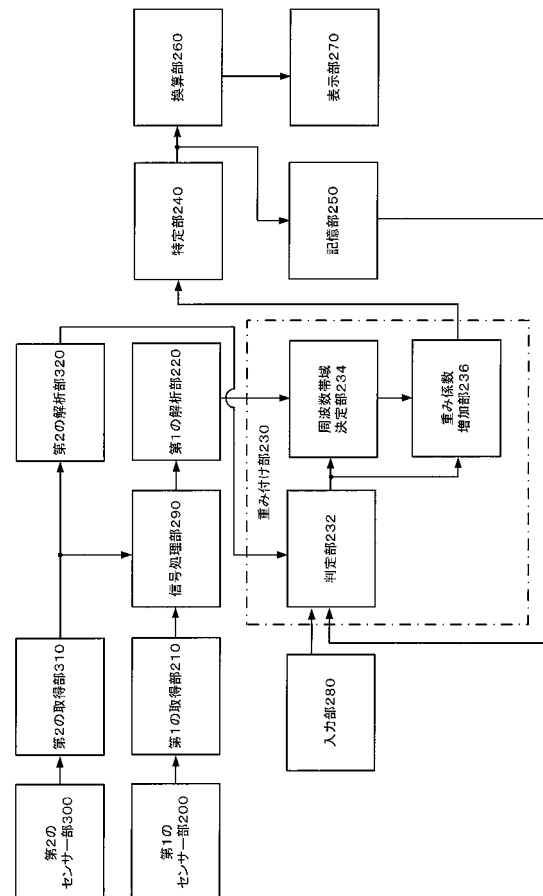
(A)



(B)

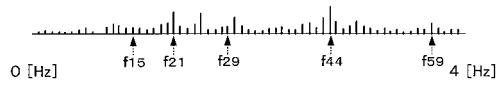


【図 10】

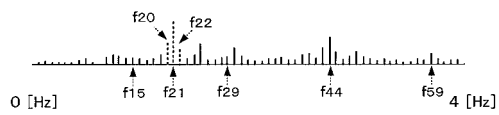


【図 1 1】

(A)

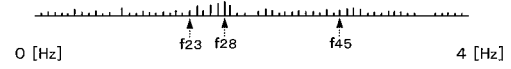


(B)

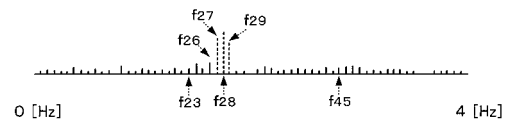


【図 1 2】

(A)

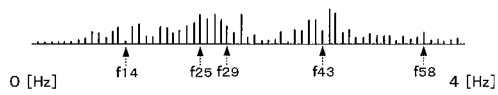


(B)

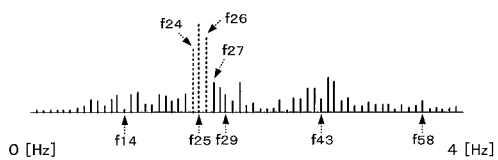


【図 1 3】

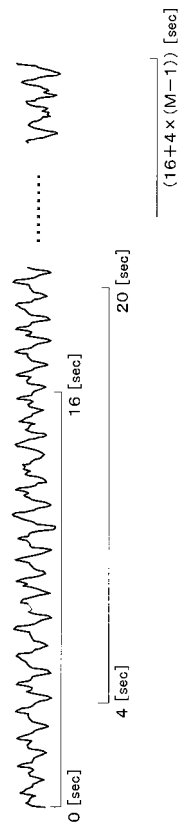
(A)



(B)



【図 1 4】



【図 15】

