

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7267055号

(P7267055)

(45)発行日 令和5年5月1日(2023.5.1)

(24)登録日 令和5年4月21日(2023.4.21)

(51)国際特許分類

A 6 1 B 5/022(2006.01)

F I

A 6 1 B 5/022 5 0 0 Z

A 6 1 B 5/022 4 0 0 Z

請求項の数 10 (全27頁)

(21)出願番号	特願2019-57000(P2019-57000)	(73)特許権者	503246015
(22)出願日	平成31年3月25日(2019.3.25)		オムロンヘルスケア株式会社
(65)公開番号	特開2020-156609(P2020-156609 A)	(73)特許権者	505246789
(43)公開日	令和2年10月1日(2020.10.1)		学校法人自治医科大学
審査請求日	令和4年3月11日(2022.3.11)		東京都千代田区平河町二丁目6番3号
(出願人による申告)平成30年度、国立研究開発法人日本医療研究開発機構、「未来医療を実現する医療機器・システム研究開発事業ICTを活用した診療支援技術研究開発プロジェクト」「ウェアラブルモニターで実現する循環器診断支援技術の開発」委託研究開発、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願		(74)代理人	100101454
			弁理士 山田 卓二
		(74)代理人	100122286
			弁理士 仲倉 幸典
		(72)発明者	小久保 綾子
			京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内
		(72)発明者	桑原 光巨
			京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内
			最終頁に続く

(54)【発明の名称】 血圧関連情報表示装置、血圧関連情報表示方法、およびプログラム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数拍にわたって血圧が上昇してピークを示し、そのピークに続いて複数拍にわたって血圧が下降する現象である血圧サージに関連する情報を可視化して表示する血圧関連情報表示装置であって、

被験者の脈動に連動して変化する血圧の時系列データから、予め定められた判定基準に基づいて血圧サージを検出する血圧サージ検出部と、

検出された各血圧サージについて、その血圧サージをなす複数の拍対応ピークを結ぶ包絡線を個別波形として求める個別波形取得部と、

複数得られた上記個別波形を統計処理して、上記時系列データ内での血圧サージの代表的波形と波形ばらつきを求める統計処理部と、

表示画面上で、上記血圧サージの上記波形ばらつきを示す領域に上記代表的波形を示す曲線を重ね合わせて表示する処理を行う表示処理部とを備え、

上記統計処理部は、時間経過を表す横方向座標と、血圧サージに伴う血圧変動量を表す縦方向座標とを含む座標平面上で、横方向に関して上記複数の個別波形を相対的にスライドさせて上記複数の個別波形のピークの位置を揃えたのと等価な状態をメモリ領域に作成し、この状態で上記横方向座標毎に上記複数の個別波形の血圧変動量データを統計処理して、上記代表的波形と上記波形ばらつきを求めるとともに、

上記統計処理部は、上記複数の個別波形のうち横方向寸法が最長の個別波形よりも短い個別波形について、上記最長の個別波形よりも不足する拍数相当分の、上記血圧変動量デ

10

20

一タの統計処理に対する寄与をゼロにすることを特徴とする血圧関連情報表示装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の血圧関連情報表示装置において、

上記複数の個別波形の血圧変動量データは、それぞれ、その個別波形の開始点の血圧値を基準とした変動量であることを特徴とする血圧関連情報表示装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の血圧関連情報表示装置において、

上記複数の個別波形の血圧変動量データは、上記複数の個別波形のピークの高さを揃えるように正規化されていることを特徴とする血圧関連情報表示装置。

10

【請求項 4】

請求項 1 から 3 までのいずれか一つに記載の血圧関連情報表示装置において、

上記時間経過を表す横方向座標は、上記拍対応ピークを特定する拍番号によって定められ、

上記統計処理部は、上記拍番号毎に上記複数の個別波形の血圧変動量データを統計処理することを特徴とする血圧関連情報表示装置。

【請求項 5】

請求項 1 から 4 までのいずれか一つに記載の血圧関連情報表示装置において、

上記統計処理部が求める上記波形ばらつきは、 k を自然数としたとき、上記複数の個別波形の血圧変動量データがなす分布の標準偏差の $\pm k$ 倍として定義され、

20

上記表示処理部は、上記表示画面上に、上記波形ばらつきを示す領域として、縦方向に関して上記標準偏差の $\pm k$ 倍に相当する幅をもつ領域を表示することを特徴とする血圧関連情報表示装置。

【請求項 6】

請求項 1 から 4 までのいずれか一つに記載の血圧関連情報表示装置において、

上記統計処理部が求める上記波形ばらつきは、上記複数の個別波形の血圧変動量データがなす分布の四分位範囲として定義され、

上記表示処理部は、上記表示画面上に、上記波形ばらつきを示す領域として、縦方向に関して上記四分位範囲に相当する幅をもつ領域を表示することを特徴とする血圧関連情報表示装置。

30

【請求項 7】

請求項 1 から 4 までのいずれか一つに記載の血圧関連情報表示装置において、

上記表示処理部は、上記表示画面上で上記波形ばらつきを示す領域をなすように、上記代表的波形を示す曲線とは区別可能な態様で、上記複数の個別波形を示す曲線を表示する処理を行うことを特徴とする血圧関連情報表示装置。

【請求項 8】

請求項 1 から 7 までのいずれか一つに記載の血圧関連情報表示装置において、

上記被験者の脈動に連動して変化する血圧の時系列データに伴って、上記被験者の身体状態が特定された身体状態特定期間を表す情報を入力する入力部を備え、

上記統計処理部は、上記身体状態特定期間毎に、上記時系列データ内での血圧サージの代表的波形と波形ばらつきを求め、

40

上記表示処理部は、上記表示画面上で、上記身体状態特定期間毎に、上記血圧サージの上記波形ばらつきを示す領域に上記代表的波形を示す曲線を重ね合わせて表示する処理を行うことを特徴とする血圧関連情報表示装置。

【請求項 9】

複数拍にわたって血圧が上昇してピークを示し、そのピークに続いて複数拍にわたって血圧が下降する現象である血圧サージに関連する情報を可視化して表示する血圧関連情報表示方法であって、

被験者の脈動に連動して変化する血圧の時系列データから、予め定められた判定基準に基づいて血圧サージを検出する第 1 ステップと、

50

検出された各血圧サージについて、その血圧サージをなす複数の拍対応ピークを結ぶ包絡線を個別波形として求める第2ステップと、

複数得られた上記個別波形を統計処理して、上記時系列データ内での血圧サージの代表的波形と波形ばらつきを求める第3ステップとを備え、

上記第3ステップでは、時間経過を表す横方向座標と、血圧サージに伴う血圧変動量を表す縦方向座標とを含む座標平面上で、横方向に関して上記複数の個別波形を相対的にスライドさせて上記複数の個別波形のピークの位置を揃えたのと等価な状態をメモリ領域に作成し、この状態で上記横方向座標毎に上記複数の個別波形の血圧変動量データを統計処理して、上記代表的波形と上記波形ばらつきを求めるとともに、

上記第3ステップでは、上記複数の個別波形のうち横方向寸法が最長の個別波形よりも短い個別波形について、上記最長の個別波形よりも不足する拍数相当分の、上記血圧変動量データの統計処理に対する寄与をゼロにし、

さらに、表示画面上で、上記血圧サージの上記波形ばらつきを示す領域に上記代表的波形を示す曲線を重ね合わせて表示する処理を行う第4ステップを備えることを特徴とする血圧関連情報表示方法。

【請求項 10】

請求項9に記載の血圧関連情報表示方法をコンピュータに実行させるプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は血圧関連情報表示装置および血圧関連情報表示方法に関し、より詳しくは、被験者の血圧サージに関連する情報を可視化して表示する装置および方法に関する。また、この発明は、そのような血圧関連情報表示方法をコンピュータに実行させるためのプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

睡眠時無呼吸症候群（SAS；Sleep Apnea Syndrome）を罹患している患者においては、無呼吸後の呼吸再開時に血圧が急激に上昇し、その後には下降することが知られている。本明細書では、このような急激な血圧変動を「血圧サージ」（または単に「サージ」）と呼ぶ。患者に発生した血圧サージに関連する情報（例えば、血圧サージの波形）を可視化して表示することは、SASの診断や治療に役立つと考えられる。

【0003】

従来、例えば特許文献1（WO 2017/082107 A1）の図3では、睡眠時無呼吸症候群（SAS）患者における変動状態（血圧サージ）の波形がグラフとして表示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【文献】WO 2017/082107 A1

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献1では、血圧サージの波形は、収縮期血圧値（SBP）の時系列データについて時間軸を拡大して、脈拍毎のピークが分かる形態で表示されているに過ぎず、血圧の上昇、下降の傾向を示す曲線（形状）としては表示されていない。

【0006】

このような状況下で、本出願人は、先に、SAS患者における血圧サージの波形のパターン（形状）を分類し、可視化して表示する発明を出願した（特願2017-050066号）。これにより、医師は、比較的短い時間内に、各SAS患者における血圧サージの波形のパターンを把握することができる。さらに、一歩進んで、医師が、各SAS患者における血

10

20

30

40

50

圧サージの代表的波形と波形ばらつきを重ね合わせて見ることができれば便利であろう。また、SAS患者に限らず、被験者の血圧サージの代表的波形と波形ばらつきを重ね合わせて見ることは、心血管の疾病リスクを評価する材料や、特定の臓器の疾病リスクを評価する材料として役立つと考えられる。

【0007】

そこで、この発明の課題は、血圧サージの代表的波形と波形ばらつきを重ね合わせて表示できる血圧関連情報表示装置および血圧関連情報表示方法を提供することにある。また、この発明の課題は、そのような血圧関連情報表示方法をコンピュータに実行させるためのプログラムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記課題を解決するため、この開示の血圧関連情報表示装置は、
複数拍にわたって血圧が上昇してピークを示し、そのピークに続いて複数拍にわたって血圧が下降する現象である血圧サージに関連する情報を可視化して表示する血圧関連情報表示装置であって、

被験者の脈動に連動して変化する血圧の時系列データから、予め定められた判定基準に基づいて血圧サージを検出する血圧サージ検出部と、

検出された各血圧サージについて、その血圧サージをなす複数の拍対応ピークを結ぶ包絡線を個別波形として求める個別波形取得部と、

複数得られた上記個別波形を統計処理して、上記時系列データ内での血圧サージの代表的波形と波形ばらつきを求める統計処理部と、

表示画面上で、上記血圧サージの上記波形ばらつきを示す領域に上記代表的波形を示す曲線を重ね合わせて表示する処理を行う表示処理部とを備え、

上記統計処理部は、時間経過を表す横方向座標と、血圧サージに伴う血圧変動量を表す縦方向座標とを含む座標平面上で、横方向に関して上記複数の個別波形を相対的にスライドさせて上記複数の個別波形のピークの位置を揃えたのと等価な状態をメモリ領域に作成し、この状態で上記横方向座標毎に上記複数の個別波形の血圧変動量データを統計処理して、上記代表的波形と上記波形ばらつきを求めるとともに、

上記統計処理部は、上記複数の個別波形のうち横方向寸法が最長の個別波形よりも短い個別波形について、上記最長の個別波形よりも不足する拍数相当分の、上記血圧変動量データの統計処理に対する寄与をゼロにする
ことを特徴とする。

【0009】

本明細書で、「予め定められた判定基準」とは、典型的には、睡眠時無呼吸症候群（SAS）患者において血圧サージを検出するための基準を指す。例えば、特願2017-048946号、特願2017-050066号に開示されているような、ピーク検出区間（例えば、15拍分の期間）内にサージ開始点の時刻からサージピーク点の時刻までが含まれるとともに、サージ開始点の時刻における収縮期血圧値とピーク点の時刻における収縮期血圧値との差（血圧変動量）が20mmHg（または15mmHg）以上であること、サージ開始点の時刻とピーク点の時刻との間の期間が5拍分よりも大きいこと、かつ、ピーク点の時刻とサージ終了点の時刻との間の期間が7拍分よりも大きいことを指す。

【0010】

また、包絡線を作成するに用いられる、血圧サージをなす複数の「拍対応ピーク」とは、連続瞬時血圧波形の中での、収縮期血圧に相当するピークを指す。ただし、拡張期血圧値（DBP）に相当するピークであってもよい。

【0011】

また、「統計処理」とは、個別波形を平均する処理、中央値を求める処理などを指す。血圧サージの「代表的波形」とは、例えば、複数の個別波形を平均して得られた平均的波形、または、複数の個別波形の中央値に相当する波形などを指す。また、血圧サージの「波形ばらつき」とは、例えば複数の個別波形の分布の幅を指す。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 2 】

また、「表示画面」は、典型的には表示器の画面を指すが、例えば、プリンタによって出力される紙面であってもよい。

【 0 0 1 3 】

また、表示画面上の例えば代表的波形を示す曲線の「表示」は、典型的には、横方向座標が時間経過（例えば、拍の進行）を表し、縦方向座標が血圧サージに伴う血圧変動量を表す態様で行われる。

本明細書で、「個別波形のピーク」とは、各血圧サージのピークを指し、各血圧サージをなす複数の拍対応ピークのうちの最大の拍対応ピークに相当する。

また、「等価な状態」とは、上記座標平面上で上記複数の個別波形のピーク的位置を実際に描いて揃える処理などを要さず、メモリ領域のデータが、上記座標平面上で規定された状態と等価な状態になっていれば足りるという意味である。

10

【 0 0 1 4 】

この開示の血圧関連情報表示装置では、血圧サージ検出部は、被験者の脈動に連動して変化する血圧の時系列データから、予め定められた判定基準に基づいて血圧サージを検出する。個別波形取得部は、検出された各血圧サージについて、その血圧サージをなす複数の拍対応ピークを結ぶ包絡線を個別波形として求める。統計処理部は、複数得られた上記個別波形を統計処理して、上記時系列データ内での血圧サージの代表的波形と波形ばらつきを求める。表示処理部は、表示画面上で、上記血圧サージの上記波形ばらつきを示す領域に上記代表的波形を示す曲線を重ね合わせて表示する処理を行う。これにより、ユーザ（典型的には、医師、看護師などの医療関係者を指す。被験者であってもよい。以下同様。）は、上記表示画面を見ることによって、直感的に、上記被験者における血圧サージの代表的波形を示す曲線と波形ばらつきを示す領域を把握することができる。このことは、S A Sの診断や治療のほか、心血管の疾病リスクを評価する材料や、特定の臓器の疾病リスクを評価する材料として役立つと考えられる。

20

【 0 0 1 5 】

【 0 0 1 6 】

【 0 0 1 7 】

【 0 0 1 8 】

この血圧関連情報表示装置では、上記統計処理部は、横方向に関して上記複数の個別波形を相対的にスライドさせて上記複数の個別波形のピーク的位置を揃えたのと等価な状態をメモリ領域に作成し、この状態で上記複数の個別波形の血圧変動量データを統計処理するので、上記代表的波形と上記波形ばらつきを把握し易くなる。また、上記座標平面上で上記複数の個別波形の横方向寸法が互いに幾つかの拍数相当分異なる場合であっても、上記血圧変動量データの統計処理を支障無く行うことができる。

30

【 0 0 1 9 】

一実施形態の血圧関連情報表示装置では、上記複数の個別波形の血圧変動量データは、それぞれ、その個別波形の開始点の血圧値を基準とした変動量であることを特徴とする。

【 0 0 2 0 】

この一実施形態の血圧関連情報表示装置では、上記代表的波形と上記波形ばらつきを把握し易くなる。

40

【 0 0 2 1 】

一実施形態の血圧関連情報表示装置では、上記複数の個別波形の血圧変動量データは、上記複数の個別波形のピークの高さを揃えるように正規化されていることを特徴とする。

【 0 0 2 2 】

この一実施形態の血圧関連情報表示装置では、上記代表的波形と上記波形ばらつきをさらに把握し易くなる。

【 0 0 2 3 】

一実施形態の血圧関連情報表示装置では、
上記時間経過を表す横方向座標は、上記拍対応ピークを特定する拍番号によって定めら

50

れ、

上記統計処理部は、上記拍番号毎に上記複数の個別波形の血圧変動量データを統計処理することを特徴とする。

【0024】

ここで、心臓の拍動によって拍間隔は一定ではないため、或る個別波形をなす血圧サージ発生時の1拍分の期間と、別の個別波形をなす血圧サージ発生時の1拍分の期間とは、互いに相違する場合がある。「上記時間経過を表す横方向座標は...拍番号によって定められ」とは、その相違にかかわらず、上記時間経過が拍の進行によって表される、という意味である。

【0025】

この一実施形態の血圧関連情報表示装置では、上記時間経過を表す横方向座標は、上記拍対応ピークを特定する拍番号によって定められる。したがって、或る個別波形をなす血圧サージ発生時の1拍分の期間と、別の個別波形をなす血圧サージ発生時の1拍分の期間との相違にかかわらず、上記代表的波形と上記波形ばらつきを把握し易くなる。また、上記統計処理部は、上記複数の個別波形の血圧変動量データを統計処理する際に、上記拍番号毎に上記血圧変動量データの統計処理を行えば足りる。したがって、横方向に関して連続的に血圧変動量データの統計処理を行う場合に比して、上記統計処理部の演算量が少なく済む。

【0026】

【0027】

【0028】

一実施形態の血圧関連情報表示装置では、

上記統計処理部が求める上記波形ばらつきは、 k を自然数としたとき、上記複数の個別波形の血圧変動量データがなす分布の標準偏差の $\pm k$ 倍として定義され、

上記表示処理部は、上記表示画面上に、上記波形ばらつきを示す領域として、縦方向に関して上記標準偏差の $\pm k$ 倍に相当する幅をもつ領域を表示することを特徴とする。

【0029】

この一実施形態の血圧関連情報表示装置では、上記表示画面上に、上記波形ばらつきを示す領域として、縦方向に関して上記標準偏差の $\pm k$ 倍（ただし、 k は自然数である。典型的には、 k は1、2または3として設定される。）に相当する幅をもつ領域が表示される。したがって、ユーザは、直感的に、上記被験者における血圧サージの代表的波形を示す曲線と波形ばらつきを示す領域を把握できる。この波形ばらつきを示す領域の表示は、例えば個別波形のばらつきが正規分布として取り扱われるのに十分である場合（例えば、個別波形の数が数十個以上の場合）に、特に有益となる。

【0030】

一実施形態の血圧関連情報表示装置では、

上記統計処理部が求める上記波形ばらつきは、上記複数の個別波形の血圧変動量データがなす分布の四分位範囲として定義され、

上記表示処理部は、上記表示画面上に、上記波形ばらつきを示す領域として、縦方向に関して上記四分位範囲に相当する幅をもつ領域を表示することを特徴とする。

【0031】

この一実施形態の血圧関連情報表示装置では、上記表示画面上に、上記波形ばらつきを示す領域として、縦方向に関して上記四分位範囲に相当する幅をもつ領域が表示される。したがって、ユーザは、直感的に、上記被験者における血圧サージの代表的波形を示す曲線と波形ばらつきを示す領域を把握できる。また、上記波形ばらつきを示す領域を標準偏差を用いて定義する場合に比して、多くの計算を必要とせず、計算が簡単で済む。したがって、処理速度の向上やメモリの節約に貢献することができる。

【0032】

一実施形態の血圧関連情報表示装置では、上記表示処理部は、上記表示画面上で上記波形ばらつきを示す領域をなすように、上記代表的波形を示す曲線とは区別可能な態様で、

10

20

30

40

50

上記複数の個別波形を示す曲線を表示する処理を行うことを特徴とする。

【0033】

この一実施形態の血圧関連情報表示装置では、上記表示画面上で上記波形ばらつきを示す領域をなすように、上記代表的波形を示す曲線と上記複数の個別波形を示す曲線とが表示される。したがって、ユーザは、直感的に、上記被験者における血圧サージの代表的波形を示す曲線と波形ばらつきを示す領域を把握できる。この複数の個別波形を示す曲線の表示は、例えば個別波形の数が数個以下の場合に、ユーザに個別波形のばらつきを把握させるのに有益となる。

【0034】

一実施形態の血圧関連情報表示装置では、

上記被験者の脈動に連動して変化する血圧の時系列データに伴って、上記被験者の身体状態が特定された身体状態特定期間を表す情報を入力する入力部を備え、

上記統計処理部は、上記身体状態特定期間毎に、上記時系列データ内での血圧サージの代表的波形と波形ばらつきを求め、

上記表示処理部は、上記表示画面上で、上記身体状態特定期間毎に、上記血圧サージの上記波形ばらつきを示す領域に上記代表的波形を示す曲線を重ね合わせて表示する処理を行うことを特徴とする。

【0035】

本明細書で、「身体状態特定期間」とは、無呼吸期間、レム睡眠期間、ノンレム睡眠期間、覚醒期間、および／または、経皮的動脈血酸素飽和度（SpO₂）が低い期間など、被験者が血圧サージの要因となり得る身体状態をとっている期間を指す。

【0036】

この一実施形態の血圧関連情報表示装置では、入力部は、上記被験者の脈動に連動して変化する血圧の時系列データに伴って、上記被験者の身体状態特定期間を表す情報を入力する。上記統計処理部は、上記身体状態特定期間毎に、上記時系列データ内での血圧サージの代表的波形と波形ばらつきを求める。上記表示処理部は、上記表示画面上で、上記身体状態特定期間毎に、上記血圧サージの上記波形ばらつきを示す領域に上記代表的波形を示す曲線を重ね合わせて表示する処理を行う。これにより、ユーザは、上記身体状態特定期間毎に、言い換えれば、被験者が血圧サージの要因となり得る身体状態をとっている期間毎に、上記被験者における血圧サージの代表的波形を示す曲線と波形ばらつきを示す領域を把握することができる。したがって、ユーザは、例えば最も深刻な血圧サージを引き起こしている要因（身体状態）を把握することができる。

【0037】

別の局面では、この開示の血圧関連情報表示方法は、

複数拍にわたって血圧が上昇してピークを示し、そのピークに続いて複数拍にわたって血圧が下降する現象である血圧サージに関連する情報を可視化して表示する血圧関連情報表示方法であって、

被験者の脈動に連動して変化する血圧の時系列データから、予め定められた判定基準に基づいて血圧サージを検出する第1ステップと、

検出された各血圧サージについて、その血圧サージをなす複数の拍対応ピークを結ぶ包絡線を個別波形として求める第2ステップと、

複数得られた上記個別波形を統計処理して、上記時系列データ内での血圧サージの代表的波形と波形ばらつきを求める第3ステップとを備え、

上記第3ステップでは、時間経過を表す横方向座標と、血圧サージに伴う血圧変動量を表す縦方向座標とを含む座標平面上で、横方向に関して上記複数の個別波形を相対的にスライドさせて上記複数の個別波形のピークの位置を揃えたのと等価な状態をメモリ領域に作成し、この状態で上記横方向座標毎に上記複数の個別波形の血圧変動量データを統計処理して、上記代表的波形と上記波形ばらつきを求めるとともに、

上記第3ステップでは、上記複数の個別波形のうち横方向寸法が最長の個別波形よりも短い個別波形について、上記最長の個別波形よりも不足する拍数相当分の、上記血圧変動量

10

20

30

40

50

データの統計処理に対する寄与をゼロにし、

さらに、表示画面上で、上記血圧サージの上記波形ばらつきを示す領域に上記代表的波形を示す曲線を重ね合わせて表示する処理を行う第4ステップを備えることを特徴とする。

【0038】

この開示の血圧関連情報表示方法によれば、ユーザは、直感的に、上記被験者における血圧サージの代表的波形を示す曲線と波形ばらつきを示す領域を把握することができる。このことは、SASの診断や治療のほか、心血管の疾病リスクを評価する材料や、特定の臓器の疾病リスクを評価する材料として役立つと考えられる。また、横方向に関して上記複数の個別波形を相対的にスライドさせて上記複数の個別波形のピークの位置を揃えたのと等価な状態をメモリ領域に作成し、この状態で上記複数の個別波形の血圧変動量データを統計処理するので、上記代表的波形と上記波形ばらつきを把握し易くなる。また、上記座標画面上で上記複数の個別波形の横方向寸法が互いに幾つかの拍数相当分異なる場合であっても、上記血圧変動量データの統計処理を支障無く行うことができる。

10

【0039】

さらに別の局面では、この開示のプログラムは、上記血圧関連情報表示方法をコンピュータに実行させるプログラムである。

【0040】

この開示のプログラムをコンピュータに実行させることによって、上記血圧関連情報表示方法を実施することができる。

20

【発明の効果】

【0041】

以上より明らかなように、この開示の血圧関連情報表示装置および血圧関連情報表示方法によれば、血圧サージの代表的波形と波形ばらつきを重ね合わせて表示できる。また、この開示のプログラムをコンピュータに実行させることによって、上記血圧関連情報表示方法を実施することができる。

【図面の簡単な説明】

【0042】

【図1】この発明の血圧関連情報表示装置をネットワーク上のシステムとして構成した一実施形態を示すブロック図である。

30

【図2】上記システムに含まれた病院端末の構成を示すブロック図である。

【図3】上記システムに含まれたサーバの構成を示すブロック図である。

【図4】上記システムによって、被験者の一晩の血圧の時系列データと血圧サージの要因となり得る身体状態とを併せて測定する際の態様を示す図である。

【図5A】基本的な血圧関連情報表示方法を実行する際の上記サーバの動作フローを示す図である。

【図5B】応用的な血圧関連情報表示方法を実行する際の上記サーバの動作フローを示す図である。

【図6】図6(A)は被験者の一晩の血圧の時系列データを示す図である。図6(B)は、図6(A)の一部を拡大して、その時系列データ上で検出された血圧サージと、PSG装置で計測された無呼吸・低呼吸イベントを示す図である。

40

【図7】血圧サージの波形(個別波形)を例示して、血圧サージを検出するための判定基準を説明する図である。

【図8】血圧サージの個別波形を平均する処理を概念的に説明する図である。

【図9】図9(A)は、複数の個別波形を例示する図である。図9(B)は、波形ばらつきを示す領域に平均的波形を示す曲線を重ね合わせた態様の画像データを例示する図である。

【図10】血圧サージの個別波形についての統計処理の詳細なフローを示す図である。

【図11】検出された血圧サージを特定する時刻を記録したテーブルを例示する図である。

【図12】或る血圧サージについて、個別波形の拍対応ピークの時系列データを記録した

50

テーブルを例示する図である。

【図 1 3】 血圧変動量データを統計処理するために用いられるテーブルを例示する図である。

【図 1 4】 上記応用的な血圧関連情報表示方法を実行する際の上記病院端末での表示処理のフローを示す図である。

【図 1 5 A】 無呼吸期間、レム睡眠期間、ノンレム睡眠期間、覚醒期間についてそれぞれ作成された、波形ばらつきを示す領域に平均的波形を示す曲線を重ね合わせた態様の画像データを、表示画面上に並べてサムネイル表示した態様を示す図である。

【図 1 5 B】 上記無呼吸期間について作成された画像データを、上記表示画面上に拡大表示した態様を示す図である。

【図 1 6】 図 1 6 (A) は、図 9 (A) と同様に、無呼吸期間について得られた複数の個別波形を例示する図である。図 1 6 (B) は、波形ばらつきの表示の仕方の変形例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 4 3 】

以下、この発明の実施の形態を、図面を参照しながら詳細に説明する。

【 0 0 4 4 】

(システムの構成)

図 1 は、この発明の血圧関連情報表示装置をネットワーク上の一実施形態のシステム (全体を符号 1 0 0 で示す。) として構成した例を示している。このシステム 1 0 0 は、表示画面としての表示器 2 4 0 を有する病院端末 2 0 0 A , 2 0 0 B と、サーバ 3 0 0 と、トノメトリ方式の血圧計 4 0 0 と、 P S G (polysomnography ; 睡眠ポリグラフ検査) 装置 5 0 0 とを含んでいる。これらの病院端末 2 0 0 A , 2 0 0 B 、サーバ 3 0 0 、血圧計 4 0 0 および P S G 装置 5 0 0 は、病院内 L A N (Local Area Network) であるネットワーク 9 0 0 を介して互いに通信可能になっている。このネットワーク 9 0 0 を介した通信は、無線、有線のいずれでも良い。この実施の形態において、ネットワーク 9 0 0 は、病院内 L A N (Local Area Network) であるが、これに限定されず、インターネットのような他の種類のネットワークであってもよいし、 U S B ケーブルなどを用いた 1 対 1 の通信であってもよい。なお、病院端末 2 0 0 A , 2 0 0 B は、この例では 2 台のみを示しているが、 3 台以上設けられていてもよい。

【 0 0 4 5 】

図 2 に示すように、病院端末 2 0 0 A は、本体 2 0 0 M と、この本体 2 0 0 M に搭載された、制御部 2 1 0 と、メモリ 2 2 0 と、操作部 2 3 0 と、表示画面としての表示器 2 4 0 と、通信部 2 9 0 とを含む。この病院端末 2 0 0 A は、市販のノート型パーソナルコンピュータからなり、後述の処理を行わせるようにアプリケーションソフトウェア (コンピュータプログラム) をインストールしたものであり、サーバ 3 0 0 にアクセスできるようになっている。

【 0 0 4 6 】

制御部 2 1 0 は、 C P U (Central Processing Unit ; 中央演算処理装置) およびその補助回路を含み、病院端末 2 0 0 A の各部を制御し、メモリ 2 2 0 に記憶されたプログラムおよびデータに従って後述の処理を実行する。すなわち、操作部 2 3 0 、および、通信部 2 9 0 から入力されたデータを処理し、処理したデータを、メモリ 2 2 0 に記憶させたり、表示器 2 4 0 で表示させたり、通信部 2 9 0 から出力させたりする。

【 0 0 4 7 】

メモリ 2 2 0 は、制御部 2 1 0 でプログラムを実行するために必要な作業領域として用いられる R A M (Random Access Memory) と、制御部 2 1 0 で実行するための基本的なプログラムを記憶するための R O M (Read Only Memory) とを含む。また、メモリ 2 2 0 の記憶領域を補助するための補助記憶装置の記憶媒体として、半導体メモリ (メモリカード、 S S D (Solid State Drive)) などが用いられてもよい。

【 0 0 4 8 】

10

20

30

40

50

操作部 230 は、この例では、キーボードおよびマウスで構成され、典型的にはユーザとしての医師による操作を示す操作信号を制御部 210 に入力する。また、操作部 230 は、キーボードおよびマウスに替えて、または、加えて、タッチパネルなどの他の操作デバイスで構成されるようにしてもよい。

【0049】

表示器 240 は、表示画面（例えば、LCD（Liquid Crystal Display）または EL（Electroluminescence）ディスプレイなど）を含む。表示器 240 は、制御部 210 によって制御されて、所定の映像を表示画面に表示させる。

【0050】

通信部 290 は、制御部 210 からの情報をネットワーク 900 を介してサーバ 300 へ送信する。

【0051】

簡単のため図示を省略するが、他の病院端末 200B、... も病院端末 200A と同様の構成になっている。

【0052】

図 3 に示すように、サーバ 300 は、制御部 310 と、記憶部 320 と、操作部 330 と、表示器 340 と、通信部 390 とを含む。このサーバ 300 は、汎用のコンピュータ装置に、後述の処理を行わせるようにプログラム（ソフトウェア）をインストールしたものである。

【0053】

制御部 310 は、CPU およびその補助回路を含み、サーバ 300 の各部を制御し、記憶部 320 に記憶されたプログラムおよびデータに従って所定の処理を実行し、操作部 330、および、通信部 390 から入力されたデータを処理し、処理したデータを、記憶部 320 に記憶させたり、表示器 340 で表示させたり、通信部 390 から出力させたりする。

【0054】

記憶部 320 は、制御部 310 でプログラムを実行するために必要な作業領域として用いられる RAM と、制御部 310 で実行するための基本的なプログラムを記憶するための ROM とを含む。記憶部 320 には、多くの被験者から送られてきた血圧測定データを含むデータベース 321 が設けられている。また、記憶部 320 の記憶領域を補助するための補助記憶装置の記憶媒体として、磁気ディスク（HD（Hard Disk）、FD（Flexible Disk））、光ディスク（CD（Compact Disc）、DVD（Digital Versatile Disk）、BD（Blu-ray Disc））、光磁気ディスク（MO（Magneto-Optical disk））、または、半導体メモリ（メモリカード、SSD）などが用いられてもよい。

【0055】

操作部 330 は、この例では、キーボードおよびマウスで構成され、ユーザによる操作を示す操作信号を制御部 310 に入力する。また、操作部 330 は、キーボードおよびマウスに替えて、または、加えて、タッチパネルなどの他の操作デバイスで構成されるようにしてもよい。

【0056】

表示器 340 は、表示画面（例えば、LCD または EL ディスプレイなど）を含む。表示器 340 は、制御部 310 によって制御されて、所定の映像を表示画面に表示させる。

【0057】

通信部 390 は、制御部 310 からの情報をネットワーク 900 を介して他の装置（この例では病院端末 200A）へ送信するとともに、他の装置からネットワーク 900 を介して送信されてきた情報を受信して制御部 310 に受け渡す。

【0058】

図 1 中に示す血圧計 400 は、この例では、特願 2017-050066 号に開示されているようなトノメトリ方式の血圧計からなっている。この血圧計 400 は、図 4 中に示すように、トノメトリ方式で被験者 90 の被測定部位（例えば、左手首）を通る橈骨動脈

10

20

30

40

50

の圧脈波を一拍毎に連続的に検出する圧力センサ部 402 と、この圧力センサ部 402 が検出した圧力の変化を血圧の時系列データとして出力する本体ユニット 401 とを備えている。圧力センサ部 402 と本体ユニット 401 との間は、信号ケーブル 403 によって接続されている。トノメトリ法は血管を圧力センサ部 402（例えば、圧脈波センサ）で圧扁することにより圧脈波を計測し血圧を決定する手法である。血管の厚さが一様な円管と見なすと、血管内の血液の流れ、拍動の有無に関係なく血管壁を考慮してラプラスの法則に従い、血管の内圧（血圧）と血管の外圧（圧脈波の圧力）との関係式を導くことができる。この関係式で押圧面において血管が圧扁されている条件下では、血管の外壁及び内壁の半径を近似することにより、圧脈波の圧力と血圧とが等しいと近似できる。従って以降は、圧脈波の圧力は血圧と同一値になる。この結果、血圧計 400 は、被測定部位（例えば、左手首）の血圧値を一心拍ごとに測定して、例えば図 6（A）に示すような態様で、測定時刻（時間）と血圧とを対応付けた血圧の時系列データ 801 を出力するようになっている。一晚の時系列データ 801 は、約 3 万拍分の拍対応ピーク（収縮期血圧（S B P）または拡張期血圧（D B P）に相当するピーク）を含んでいる。

【0059】

また、図 1 中に示す P S G 装置 500 は、この例では、市販の P S G 装置（例えば、日本光電工業株式会社製の Neurofax（登録商標）E E G - 9200）からなり、後述の [B . 応用的な血圧関連情報表示方法] を実行する際にのみ用いられる。この P S G 装置 500 は、図 4 中に示すように、センサ群 502 と、このセンサ群 502 からの信号を処理して被験者 90 の身体状態を特定する情報を出力する本体ユニット 501 とを備えている。この例では、センサ群 502 は、脳波を検出する脳波検出電極 502 A と、眼球運動を検出する眼球運動検出電極 502 B と、呼吸に伴う気流を検出する気流センサ 502 C と、心電図を得るための心電図電極 502 D と、経皮的動脈血酸素飽和度（S p O₂）を検出するパルスオキシメータ 502 E と、筋電図を得るための筋電図電極 502 F とを含んでいる。センサ群 502 と本体ユニット 501 との間は、図示しないケーブルボックスを介して図示しない信号ケーブルによって接続されている。この例では、P S G 装置 500 は、被験者 90 の身体状態が特定された期間（これを「身体状態特定期間」と呼ぶ。）を表す情報として、無呼吸期間（若しくは低呼吸期間）、レム睡眠期間、ノンレム睡眠期間、覚醒期間、および / または、S p O₂ が低い期間を表す情報を出力することができる。ここで、睡眠中の「無呼吸」とは、「呼吸が 10 秒以上止まる状態」を指す。また、「低呼吸」とは、呼吸による換気が 10 秒以上 50 % 以下に低下することを指す。また、「レム睡眠」とは急速眼球運動を伴う睡眠を指し、「ノンレム睡眠」とは急速眼球運動を伴わない睡眠を指し、「覚醒」とは目覚めている状態を指す。S p O₂ とは、動脈血の中を流れている赤血球に含まれるヘモグロビンの何 % に酸素が結合しているかを、皮膚を通して（経皮的に）測定した値を指す。S p O₂ が「低い」期間とは、この例では S p O₂ が 90 % 未満となった期間を指す。

【0060】

例えば図 6（A）の一部を拡大して示す図 6（B）中に、「無呼吸」期間が、斜線付きのバー 805, 805, ... で示されている。また、「低呼吸」期間が、白抜きのバー 804, 804, ... で示されている。このような態様で、P S G 装置 500 は、被験者 90 についての身体状態特定期間を表す情報を複数種類出力することができる。

【0061】

（血圧関連情報表示方法）

このシステム 100 は、大別して、サーバ 300 での画像データの作成と、病院端末（例えば 200 A）での画像データの表示とを含む、以下のような [A . 基本的な血圧関連情報表示方法] と [B . 応用的な血圧関連情報表示方法] を実施することができる。

【0062】

[A . 基本的な血圧関連情報表示方法]

この基本的な血圧関連情報表示方法では、P S G 装置 500 を用いることなく、図 6（A）に例示したような、血圧計 400 が出力する測定時刻（時間）と血圧とを対応付けた

10

20

30

40

50

血圧の時系列データ 801のみを用いて、次のように画像データの作成・表示を行う。

【0063】

(サーバ300での画像データの作成)

i) 図4に示した態様で、被験者90について、一晚(睡眠期間を含む。)にわたって、血圧計400を用いた連続的な血圧測定が行われたものとする(この例では、PSG装置500を用いた身体状態の測定は行われないものとする。)。この例では、血圧計400からの血圧の時系列データが、病院端末200Aによって受信され、メモリ220に一旦記憶される。続いて、例えばユーザとしての医師が病院端末200Aの操作部230を操作して、被験者90について測定された血圧の時系列データと身体状態特定期間を表す情報とを併せて、ネットワーク900を介してサーバ300に送信する。

10

【0064】

ii) サーバ300は、この例では常時動作状態にあり(ただし、メンテナンス期間等を除く。)、図5A(基本的な血圧関連情報表示方法を実行する際のサーバ300の動作フローを示す。)のステップS101に示すように、病院端末200Aからのデータを待っている。サーバ300の制御部310は、ネットワーク900から入力部としての通信部390を介して、病院端末200Aからの上述の血圧の時系列データを受信すると(ステップS101でYES)、受信した血圧の時系列データを記憶部320のデータベース321に記憶する。そして、次に述べるステップS102~S107の処理を実行する。

【0065】

iii) まず、ステップS102に示すように、制御部310は前処理部として働いて、血圧の時系列データに公知の移動平均などなどを用いた平滑化、ノイズ除去、ローパスフィルタを用いた高周波成分除去等の前処理を施す。

20

【0066】

iv) 次に、ステップS103に示すように、制御部310は血圧サージ検出部として働いて、被験者90の血圧の時系列データから、例えば特願2017-048946号、特願2017-050066号に開示されているように、予め定められた判定基準に基づいて血圧サージを検出する。これにより、例えば図6(B)中に、破線の矩形枠803, 803, ...で示すように、複数の血圧サージを検出する。血圧サージは一晚に数百個も発生することがあると言われている。この例では、収縮期血圧(SBP)に相当するピークに黒丸が付され、それらが包絡線で結ばれている。また、拡張期血圧(DBP)に相当するピークに白丸が付され、それらが包絡線で結ばれている。

30

【0067】

ここで、血圧サージを検出するための「予め定められた判定基準」とは、例えば図7(血圧サージの個別波形の一例を曲線Cで示す。)に示すように、ピーク検出区間(例えば、15拍分の期間)内にサージ開始点P1の時刻からサージピーク点P2の時刻までが含まれるとともに、サージ開始点P1の時刻における収縮期血圧値(SBP)とピーク点P2の時刻における収縮期血圧値(SBP)との差(血圧変動量)L1が20mmHg(または15mmHg)以上であること、サージ開始点P1の時刻とピーク点P2の時刻との間の期間T1が5拍分よりも大きいこと、かつ、ピーク点P2の時刻とサージ終了点P4の時刻との間の期間T3が7拍分よりも大きいことを指す。この例では、サージ開始点P1は、ピーク点P2よりも前で、収縮期血圧値(SBP)の極小を与える点として規定されている。また、サージ終了点P4は、ピーク点P2よりも後で、ピーク点P2から $L1 \times 0.75 (= L3)$ の分だけ血圧が降下した点として規定されている。

40

【0068】

v) 次に、図5AのステップS104に示すように、制御部310は個別波形取得部として働いて、検出された各血圧サージ803, 803, ...について、その血圧サージ803をなす複数の拍対応ピーク(この例では、収縮期血圧(SBP)に相当するピーク)を結ぶ包絡線を個別波形として求める。図7に示したように、血圧サージの個別波形は、山状の形状をなす曲線Cとして表される。

【0069】

50

vi) 次に、図5AのステップS105に示すように、制御部310は統計処理部として働いて、この例では、得られた全ての個別波形を統計処理して、上記時系列データ801内での血圧サージの代表的波形と波形ばらつきを求める。ここで、「統計処理」とは、個別波形を平均する処理を指す。この例では、血圧サージの「代表的波形」とは、複数の個別波形を平均して得られた平均的波形を指す。また、この例では、血圧サージの「波形ばらつき」とは、複数の個別波形の分布の幅を指す。

【0070】

概念的に説明すると、血圧サージの個別波形を平均する処理とは、次のような処理を意味する。図8中に例示するように、血圧サージとして「サージNo. 1」の個別波形C1、「サージNo. 2」の個別波形C2が存在するものとする。この場合、血圧サージの個別波形を平均する処理とは、時間経過を表す横方向座標Xと、血圧サージに伴う血圧変動量を表す縦方向座標Yとを含む座標平面Q上で、横方向Xに関して複数の個別波形C1, C2を相対的にスライドさせて複数の個別波形C1, C2のピークの位置を揃えた状態で、横方向座標X毎に複数の個別波形C1, C2の血圧変動量データを平均して、代表的波形としての平均的波形を示す曲線Cavを求める処理に相当する。ここで、図8では、時間経過を表す横方向座標Xは、拍対応ピークを特定する拍番号によって定められている。縦方向座標Yは血圧サージに伴う収縮期血圧値(SBP)の血圧変動量によって定められている。なお、具体的なデータ処理(血圧サージの個別波形の統計処理)については、後に詳述する。

【0071】

また、この例では、血圧サージの「波形ばらつき」の範囲は、複数の個別波形の血圧変動量データがなす分布(横方向座標X毎の分布)の標準偏差を用いて、横方向座標X毎に標準偏差の $\pm k$ 倍(ただし、kは自然数である。)の範囲として定義される。典型的には、kは1、2または3として設定される。以下では、特段断らない限り、血圧サージの「波形ばらつき」の範囲は、 \pm の範囲とする。この波形ばらつき \pm を示す領域(例えば、後述の図9(B)中に示す領域Sd)の表示は、個別波形のばらつきが正規分布として取り扱われるのに十分である場合(例えば、数十個以上の場合)に、特に有益な表示となる。

【0072】

これにより、代表的波形としての平均的波形を示す曲線Cavと、横方向座標X毎の波形ばらつき \pm とが得られる。

【0073】

vii) 次に、図5AのステップS106に示すように、制御部310は表示処理部の一部として働いて、血圧サージの波形ばらつきを示す領域(符号Sdで表す。)に、平均的波形を示す曲線Cavを重ね合わせた態様の画像データを作成する。

【0074】

例えば、図9(A)に示すように、図5AのステップS104で個別波形C11, C12, C13, ...が得られたものとする。この場合、図5AのステップS106によって、例えば図9(B)に示すように、波形ばらつきを示す領域Sdに、平均的波形を示す曲線Cavを重ね合わせた態様の画像データImが得られる。この例では、平均的波形を示す曲線Cavは、或る一定の濃度を有する実線で表されている。波形ばらつきを示す領域Sdは、曲線Cavと背景領域(この例では、白色領域)Bgとの間の中間濃度を有する領域として表されている。

【0075】

viii) この後、図5AのステップS107に示すように、サーバ300の制御部310は、作成した画像データImを、ネットワーク900を介して、この例では、血圧の時系列データの提供元である病院端末200Aへ送信する。

【0076】

なお、サーバ300の制御部310は、画像データImを、例えば病院端末200Aを操作するユーザの指定に応じて、病院端末200A以外の他の病院端末200B等へ送信

10

20

30

40

50

してもよい。

【 0 0 7 7 】

(血圧サージの個別波形の統計処理)

図 1 0 は、図 5 A のステップ S 1 0 5 で述べた、サーバ 3 0 0 の制御部 3 1 0 による血圧サージの個別波形についての統計処理の詳細なフローを示している。

【 0 0 7 8 】

図 1 0 のステップ S 1 1 1 に示すように、制御部 3 1 0 は、データベース 3 2 1 から、検出された全ての血圧サージについて、個別波形の拍対応ピークの時系列データを取得する。この例では、取得された血圧サージの数は N 個であったものとする。

【 0 0 7 9 】

例えば、図 1 1 のテーブル M T 1 に示すように、検出された血圧サージ N o . 1 は、開始時刻 (開始点の時刻) 2 2 : 2 0 : 1 5、ピーク時刻 (ピークの時刻) 2 2 : 2 0 : 2 1、終了時刻 (終了点の時刻) 2 2 : 2 0 : 2 6 で特定されている。また、血圧サージ N o . 2 は、開始時刻 2 2 : 2 5 : 3 5、ピーク時刻 2 2 : 2 5 : 4 4、終了時刻 2 2 : 2 5 : 5 2 で特定されている。なお、時刻表記の仕方は、「時 : 分 : 秒」である (以下同様) 。

【 0 0 8 0 】

この場合、例えば血圧サージ N o . 1 について、個別波形の拍対応ピークの時系列データは、例えば図 1 2 のテーブル M T 2 に示すように、開始時刻 2 2 : 2 0 : 1 5 では、拍対応ピークとしての S B P に相当するピークが 1 3 0 [m m H g]、D B P に相当するピークが 7 8 [m m H g]、脈拍数 P R が 6 1 [拍 / 分] というように記録されている。次の拍に相当する時刻 2 2 : 2 0 : 1 6 では、S B P に相当するピークが 1 3 4 [m m H g]、D B P に相当するピークが 8 0 [m m H g]、脈拍数 P R が 6 0 [拍 / 分] というように記録されている。このようにして順次拍対応ピークの時系列データが記録され、終了時刻 2 2 : 2 0 : 2 6 では、S B P に相当するピークが 1 3 3 [m m H g]、D B P に相当するピークが 8 2 [m m H g]、脈拍数 P R が 6 1 [拍 / 分] というように記録されている。簡単のため図示を省略するが、血圧サージ N o . 2 についても、個別波形の拍対応ピークの時系列データは、同様に記録されている。

【 0 0 8 1 】

次に、図 1 0 のステップ S 1 1 2 に示すように、制御部 3 1 0 は、N 個の個別波形について、それぞれその個別波形の開始点 P 1 を基準 (= 0 [m m H g]) としてオフセットする。すなわち、N 個の個別波形について、それぞれ、各時刻の血圧値 (この例では、S B P 値) からその個別波形の開始点 P 1 の血圧値 (この例では、S B P 値) を差し引く。これにより、時刻毎の血圧変動量データを得る。このようにオフセットを行うことによって、代表的波形としての平均的波形を示す曲線 C a v と、横方向座標 X 毎の波形ばらつき \pm とを把握し易くなる。

【 0 0 8 2 】

次に、図 1 0 のステップ S 1 1 3 に示すように、制御部 3 1 0 は、N 個の個別波形のうち X 方向 (横方向) 寸法が最長の個別波形を特定する。また、その最長の X 方向寸法を拍数 M 個として求める。

【 0 0 8 3 】

次に、図 1 0 のステップ S 1 1 4 に示すように、制御部 3 1 0 は、記憶部 3 2 0 に、演算を実行するための作業領域として N 行 M 列のメモリ領域を確保する。

【 0 0 8 4 】

ここで簡単のため、図 8 中に例示したように、取得された血圧サージの数 N = 2 個であり、「サージ N o . 1」の個別波形 C 1 の X 方向寸法が拍数 1 2 個分であり、「サージ N o . 2」の個別波形 C 2 の X 方向寸法が拍数 1 7 個分であったとする。このとき、制御部 3 1 0 は、X 方向寸法が最長の個別波形を C 2 であると特定し、その最長の X 方向寸法を拍数 M = 1 7 個として求める。そして、制御部 3 1 0 は、記憶部 3 2 0 に、図 1 3 のテーブル M T 3 の 2 行目 ~ 3 行目に示すように、「サージ N o . 1」、「サージ N o . 2」の

10

20

30

40

50

ための演算を実行するための作業領域として2行17列のメモリ領域を確保する。なお、実際に、取得された血圧サージの数Nが2より大きい場合は、2より多い行数のメモリ領域が確保される。テーブルMT3の最上段(1行目)には、X方向座標を表す拍番号が表されている。

【0085】

次に、図10のステップS115に示すように、制御部310は、N行M列のメモリ領域において横方向Xに関してN個の個別波形を相対的にスライドさせてN個の個別波形のピークの位置(拍番号)を揃える。例えば図13の例では、横方向Xに関して「サージNo.1」、「サージNo.2」の2個の個別波形C1、C2のピークの位置が、拍番号10(破線の丸印で囲んで示す)の所に揃えられている。この結果、テーブルMT3の2行目に、「サージNo.1」の血圧変動量データが、拍番号4~15にわたって拍番号毎に「0」、「4」、「10」、「13」、...、「11」、「3」というように表されている(単位はmmHg。以下同様。)。また、テーブルMT3の3行目に、「サージNo.2」の血圧変動量データが、拍番号1~17にわたって拍番号毎に「0」、「2」、「3」、「5」、...、「4」、「2」というように表されている。このように、N個の個別波形のピークの位置(拍番号)を揃えた状態は、図8中に示した座標平面Q上で、横方向Xに関して複数の個別波形C1、C2を相対的にスライドさせて複数の個別波形C1、C2のピークの位置を揃えた状態と等価になっている。これにより、代表的波形としての平均的波形を示す曲線Cavと、横方向座標X毎の波形ばらつき \pm とを、さらに把握し易くなる。なお、「サージNo.1」の個別波形C1の開始点(拍番号4)の値、「サージNo.2」の個別波形C2の開始点(拍番号1)の値がいずれも「0」になっているのは、既述のオフセット(図10のステップS112)の結果である。

【0086】

次に、図10のステップS116に示すように、制御部310は、N個の個別波形の血圧変動量データを、拍番号(列)毎に統計処理(この例では、平均化)して、平均値を求める。例えば図13の例では、テーブルMT3の最下段(4行目)に、上述の「サージNo.1」、「サージNo.2」の個別波形の場合の血圧変動量データについての拍番号毎の平均値が表されている。この拍番号の平均値によって、代表的波形としての平均的波形を示す曲線Cavが定められる。

【0087】

このとき、制御部310は、N個の個別波形のうちX方向寸法が最長の個別波形(上の例では、「サージNo.2」)よりも短い個別波形(上の例では、「サージNo.1」)について、最長の個別波形(上の例では、「サージNo.2」)よりも不足する拍数相当分の、上記血圧変動量データの統計処理に対する寄与をゼロにする。例えば図13の例では、「サージNo.1」の個別波形について、X方向寸法が「サージNo.2」の個別波形よりも不足する部分、すなわち、拍番号1~3の部分、および、拍番号16~17の部分について、上記血圧変動量データの統計処理に対する寄与をゼロにする。これにより、座標平面Q上でN個の個別波形のX方向寸法が互いに異なる場合であっても、上記血圧変動量データの統計処理を支障無く行うことができる。

【0088】

さらに、図10のステップS117に示すように、制御部310は、N個の個別波形の血圧変動量データがなす分布の標準偏差 \pm を、拍番号(列)毎に求める。拍番号毎に \pm の領域が、既述の波形ばらつきを示す領域Sdを定める。

【0089】

このように、このフローでは、N個の個別波形の血圧変動量データを統計処理する際に、拍番号(列)毎に血圧変動量データの統計処理を行えば足りる。したがって、横方向Xに関して連続的に血圧変動量データの統計処理を行う場合に比して、制御部310の演算量が少なく済む。

【0090】

なお、上述の図10のステップS112で、N個の個別波形について、それぞれその個

10

20

30

40

50

別波形の開始点 P 1 を基準 (= 0 [mm H g]) としてオフセットするのに加えて、さらに、N 個の個別波形のピークの高さを揃えるように正規化してもよい。これにより、代表的波形としての平均的波形を示す曲線 C a v と、横方向座標 X 毎の波形ばらつき \pm とを、さらに把握し易くなる。

【 0 0 9 1 】

(病院端末での画像データの表示)

【 0 0 9 2 】

病院端末 2 0 0 A は、図 9 (B) に示したような画像データ I m を、ネットワーク 9 0 0 を介して、サーバ 3 0 0 から受信する。

【 0 0 9 3 】

次に、病院端末 2 0 0 A の操作部 2 3 0 を介したユーザの表示指示があると、病院端末 2 0 0 A の制御部 2 1 0 は、表示処理部の一部として働いて、表示器 2 4 0 の表示画面上に、その画像データ I m を表示する。このとき、表示器 2 4 0 の表示画面上に、血压変動量 (図 7 中に示したサージ開始点 P 1 の時刻における収縮期血压値 (S B P) とピーク点 P 2 の時刻における収縮期血压値 (S B P) との差 L 1) の平均値、分布の標準偏差 (または \pm , ± 2 , ± 3) の値などを併せて表示してもよい。

【 0 0 9 4 】

ユーザは、表示器 2 4 0 の表示画面を見ることによって、被験者 9 0 における血压サージの代表的波形を示す曲線 C a v と波形ばらつきを示す領域 S d を把握することができる。このことは、S A S の診断や治療のほか、心血管の疾病リスクを評価する材料や、特定の臓器の疾病リスクを評価する材料として役立つと考えられる。

【 0 0 9 5 】

なお、ユーザは、病院端末 2 0 0 A の操作部 2 3 0 を介して転送指示を入力して、その画像データ I m を、病院端末 2 0 0 A 以外の他の病院端末 2 0 0 B 等へ送信してもよい。

【 0 0 9 6 】

[B . 応用的な血压関連情報表示方法]

この応用的な血压関連情報表示方法では、血压計 4 0 0 が出力する測定時刻 (時間) と血压とを対応付けた血压の時系列データと、P S G 装置 5 0 0 が出力する身体状態特定期間を表す情報とを用いて、次のように画像データの作成・表示を行う。

【 0 0 9 7 】

(サーバ 3 0 0 での画像データの作成)

i) 図 4 に示した態様で、被験者 9 0 について、一晚 (睡眠期間を含む。) にわたって、血压計 4 0 0 を用いた連続的な血压測定と、P S G 装置 5 0 0 を用いた身体状態の測定が行われたものとする。この例では、血压計 4 0 0 からの血压の時系列データと、P S G 装置 5 0 0 からの身体状態特定期間を表す情報とが、病院端末 2 0 0 A によって受信され、メモリ 2 2 0 に一旦記憶される。続いて、例えばユーザとしての医師が病院端末 2 0 0 A の操作部 2 3 0 を操作して、被験者 9 0 について測定された血压の時系列データと身体状態特定期間を表す情報とを併せて、ネットワーク 9 0 0 を介してサーバ 3 0 0 に送信する。

【 0 0 9 8 】

ii) サーバ 3 0 0 は、この例では常時動作状態にあり (ただし、メンテナンス期間等を除く。) 、図 5 B (応用的な血压関連情報表示方法を実行する際のサーバ 3 0 0 の動作フローを示す。) のステップ S 1 5 1 に示すように、病院端末 2 0 0 A からのデータを待っている。サーバ 3 0 0 の制御部 3 1 0 は、ネットワーク 9 0 0 から入力部としての通信部 3 9 0 を介して、病院端末 2 0 0 A からの上述のデータ (血压の時系列データと身体状態特定期間を表す情報) を受信すると (ステップ S 1 5 1 で Y E S) 、受信した血压の時系列データと身体状態特定期間を表す情報を記憶部 3 2 0 のデータベース 3 2 1 に記憶する。そして、次に述べるステップ S 1 5 2 ~ S 1 5 7 の処理を実行する。

【 0 0 9 9 】

iii) まず、ステップ S 1 5 2 に示すように、制御部 3 1 0 は前処理部として働いて、

10

20

30

40

50

血圧の時系列データに公知の移動平均などなどを用いた平滑化、ノイズ除去、ローパスフィルタを用いた高周波成分除去等の前処理を施す。

【 0 1 0 0 】

iv) 次に、ステップ S 1 5 3 に示すように、制御部 3 1 0 は血圧サージ検出部として働いて、被験者 9 0 の血圧の時系列データから、例えば特願 2 0 1 7 - 0 4 8 9 4 6 号、特願 2 0 1 7 - 0 5 0 0 6 6 号に開示されているように、予め定められた判定基準に基づいて血圧サージを検出する。これにより、例えば図 6 (B) 中に、破線の矩形枠 8 0 3 , 8 0 3 , ... で示すように、複数の血圧サージを検出する。ここで、血圧サージを検出するための「予め定められた判定基準」は、図 5 A のステップ S 1 0 3 に関して図 7 を用いて説明した判定基準と同様である。

10

【 0 1 0 1 】

v) 次に、図 5 B のステップ S 1 5 4 に示すように、制御部 3 1 0 は個別波形取得部として働いて、検出された各血圧サージ 8 0 3 , 8 0 3 , ... について、その血圧サージ 8 0 3 をなす複数の拍対応ピーク（この例では、収縮期血圧 (S B P) に相当するピーク）を結ぶ包絡線を個別波形として求める。図 7 に示したように、血圧サージの個別波形は、山状の形状をなす曲線 C として表される。

【 0 1 0 2 】

vi) 次に、図 5 B のステップ S 1 5 5 に示すように、制御部 3 1 0 は統計処理部として働いて、この例では既述の身体状態特定期間毎に、それぞれ複数得られた個別波形を統計処理して、上記時系列データ 8 0 1 内での血圧サージの代表的波形と波形ばらつきを求める。この例では、或る身体状態特定期間（例えば、無呼吸期間）が血圧サージの開始点 P 1 から終了点 P 4 までの期間と一部でも重なっていれば、その血圧サージはその身体状態特定期間に発生したものとして処理される。ここで、「統計処理」とは、図 5 A のステップ S 1 0 5 に関して図 8 (および図 1 0 ~ 図 1 3) を用いて説明したのと同様に、個別波形を平均する処理を指す。すなわち、血圧サージの個別波形を平均する処理は、時間経過を表す横方向座標 X と、血圧サージに伴う血圧変動量を表す縦方向座標 Y とを含む座標平面 Q 上で、横方向 X に関して複数の個別波形 C 1 , C 2 を相対的にスライドさせて複数の個別波形 C 1 , C 2 のピークの位置を揃えた状態で、横方向座標 X 毎に複数の個別波形 C 1 , C 2 の血圧変動量データを平均して、代表的波形としての平均的波形を示す曲線 C a v を求める処理に相当する。また、この例では、図 5 A のステップ S 1 0 5 に関して説明したのと同様に、血圧サージの「波形ばらつき」の範囲は、複数の個別波形の血圧変動量データがなす分布（横方向座標 X 毎の分布）の標準偏差 を用いて、横方向座標 X 毎に \pm の範囲として定義される。

20

30

【 0 1 0 3 】

これにより、身体状態特定期間毎に、代表的波形としての平均的波形を示す曲線 C a v と、横方向座標 X 毎の波形ばらつき \pm とが得られる。例えば、一晩の時系列データで特定された身体状態特定期間が無呼吸期間（低呼吸期間を含む。）、レム睡眠期間、ノンレム睡眠期間、覚醒期間の 4 種類である場合、無呼吸期間について、代表的波形としての平均的波形を示す曲線 C a v と、横方向座標 X 毎の波形ばらつき \pm とが得られる。同様に、レム睡眠期間、ノンレム睡眠期間、覚醒期間のそれぞれについて、代表的波形としての平均的波形を示す曲線 C a v と、横方向座標 X 毎の波形ばらつき \pm とが得られる。

40

【 0 1 0 4 】

vii) 次に、図 5 B のステップ S 1 5 6 に示すように、制御部 3 1 0 は表示処理部の一部として働いて、既述の身体状態特定期間毎に、図 9 (B) に例示したような、血圧サージの波形ばらつきを示す領域 S d に、平均的波形を示す曲線 C a v を重ね合わせた態様の画像データ I m を作成する。

【 0 1 0 5 】

例えば、後述の図 1 5 A 中に示すように、無呼吸期間（低呼吸期間を含む。）、レム睡眠期間 (R E M) 、ノンレム睡眠期間 (N R E M) 、覚醒期間のそれぞれについて、波形ばらつきを示す領域 S d 1 , S d 2 , S d 3 , S d 4 に、それぞれ平均的波形を示す曲線

50

C a v 1 , C a v 2 , C a v 3 , C a v 4 を重ね合わせた態様の画像データ I m 1 , I m 2 , I m 3 , I m 4 が得られる。

【 0 1 0 6 】

viii) この後、図 5 B のステップ S 1 5 7 に示すように、サーバ 3 0 0 の制御部 3 1 0 は、身体状態特定期間毎に作成した画像データ I m 1 , I m 2 , I m 3 , I m 4 を、ネットワーク 9 0 0 を介して、この例では、血圧の時系列データの提供元である病院端末 2 0 0 A へ送信する。

【 0 1 0 7 】

なお、サーバ 3 0 0 の制御部 3 1 0 は、画像データ I m 1 , I m 2 , I m 3 , I m 4 を、例えば病院端末 2 0 0 A を操作するユーザの指定に応じて、病院端末 2 0 0 A 以外の他の病院端末 2 0 0 B 等へ送信してもよい。

【 0 1 0 8 】

(病院端末での画像データの表示)

図 1 4 は、サーバ 3 0 0 から身体状態特定期間毎に作成された画像データを受信した場合の、病院端末 2 0 0 A での表示処理のフローを示している。なお、この例では、病院端末 2 0 0 A について説明するが、他の病院端末 2 0 0 B 等も同様の表示処理が可能になっている。

【 0 1 0 9 】

病院端末 2 0 0 A は、まず図 1 4 のステップ S 2 0 1 に示すように、身体状態特定期間毎に作成された画像データを、ネットワーク 9 0 0 を介して、サーバ 3 0 0 から受信する。この例では、身体状態特定期間は、無呼吸期間 (低呼吸期間を含む。) 、レム睡眠期間、ノンレム睡眠期間、覚醒期間の 4 種類であるものとする。

【 0 1 1 0 】

次に、病院端末 2 0 0 A の制御部 2 1 0 は、表示処理部の一部として働いて、図 1 5 A に示すように、表示器 2 4 0 の表示画面上に、身体状態特定期間毎に作成された画像データ I m 1 , I m 2 , I m 3 , I m 4 を並べてサムネイル表示する (図 1 4 のステップ S 2 0 2) 。図 1 5 A 中に示すように、この例では、表示器 2 4 0 の表示画面には、身体状態特定期間を特定する身体状態特定欄 2 4 1 と、その下方に対応して配置された画像データ欄 2 4 2 とが表示されている。この例では、身体状態特定欄 2 4 1 には、左から右へ向かって、無呼吸期間を表す「無呼吸」欄 2 4 1 a と、レム睡眠期間を表す「R E M」欄 2 4 1 b と、ノンレム睡眠期間を表す「N R E M」欄 2 4 1 c と、覚醒期間を表す「覚醒反応」欄 2 4 1 d とが含まれている。画像データ欄 2 4 2 には、無呼吸期間について作成された画像データ I m 1 を表示する欄 2 4 2 a と、レム睡眠期間について作成された画像データ I m 2 を表示する欄 2 4 2 b と、ノンレム睡眠期間について作成された画像データ I m 3 を表示する欄 2 4 2 c と、覚醒期間について作成された画像データ I m 4 を表示する欄 2 4 2 d とが含まれている。

【 0 1 1 1 】

この例では、無呼吸期間について作成された画像データ I m 1 は、波形ばらつきを示す領域 S d 1 に、平均的波形を示す曲線 C a v 1 を重ね合わせた態様になっている。レム睡眠期間について作成された画像データ I m 2 は、波形ばらつきを示す領域 S d 2 に、平均的波形を示す曲線 C a v 2 を重ね合わせた態様になっている。ノンレム睡眠期間について作成された画像データ I m 3 は、波形ばらつきを示す領域 S d 3 に、平均的波形を示す曲線 C a v 3 を重ね合わせた態様になっている。また、覚醒期間について作成された画像データ I m 4 は、波形ばらつきを示す領域 S d 4 に、平均的波形を示す曲線 C a v 4 を重ね合わせた態様になっている。

【 0 1 1 2 】

ユーザは、これらの画像データ I m 1 , I m 2 , I m 3 , I m 4 のサムネイル表示を見ることによって、身体状態特定期間毎に、言い換えれば、被験者 9 0 が血圧サージの要因となり得る身体状態をとっている期間毎に、被験者 9 0 における血圧サージの代表的波形を示す曲線 C a v と波形ばらつきを示す領域 S d を把握することができる。したがって、

10

20

30

40

50

ユーザは、例えば最も深刻な血圧サージを引き起こしている要因（身体状態）を容易に把握することができる。例えば、画像データ I m 1 , I m 2 , I m 3 , I m 4 のうち、無呼吸期間について作成された画像データ I m 1 の血圧変動量が最も大きいことから、「無呼吸」が最も深刻な血圧サージを引き起こしていると判断してもよい。

【 0 1 1 3 】

次に、病院端末 2 0 0 A の制御部 2 1 0 は、図 1 4 のステップ S 2 0 3 に示すように、表示されている画像データ I m 1 , I m 2 , I m 3 , I m 4 が選択されたか否かを判断する。ユーザが操作部 2 3 0 を操作することによって画像データ I m 1 , I m 2 , I m 3 , I m 4 のうちいずれかを選択した場合（図 1 4 のステップ S 2 0 3 で Y E S ）、制御部 2 1 0 は、図 1 5 B に示すように、表示器 2 4 0 の表示画面上に、その選択された身体状態特定期間についての画像データ（この例では、無呼吸期間について作成された画像データ I m 1 ）を拡大表示する（図 1 4 のステップ S 2 0 4 ）。このとき、表示器 2 4 0 の表示画面上に、その選択された身体状態特定期間についての血圧変動量（図 7 中に示したサージ開始点 P 1 の時刻における収縮期血圧値（ S B P ）とピーク点 P 2 の時刻における収縮期血圧値（ S B P ）との差 L 1 ）の平均値、分布の標準偏差（または ± 1 , ± 2 , ± 3 ）の値などを併せて表示してもよい。

10

【 0 1 1 4 】

なお、画像データ I m 1 , I m 2 , I m 3 , I m 4 がいずれも選択されない場合（図 1 4 のステップ S 2 0 3 で N O ）、制御部 2 1 0 は、画像をオフして（図 1 4 のステップ S 2 0 5 ）、この表示処理を終了する。

20

【 0 1 1 5 】

なお、ユーザは、病院端末 2 0 0 A の操作部 2 3 0 を介して転送指示を入力して、画像データ I m 1 , I m 2 , I m 3 , I m 4 を、病院端末 2 0 0 A 以外の他の病院端末 2 0 0 B 等へ送信してもよい。

【 0 1 1 6 】

上述のように、血圧サージの波形ばらつきを示す領域に平均的波形を示す曲線を重ね合わせた態様の画像データ I m 1 , I m 2 , I m 3 , I m 4 を身体状態特定期間毎に表示することは、S A S の診断や治療のほか、心血管の疾病リスクを評価する材料や、特定の臓器の疾病リスクを評価する材料として役立つと考えられる。

【 0 1 1 7 】

30

（変形例 1）

上述の実施形態では、サーバ 3 0 0 が画像データ I m （または、身体状態特定期間毎の画像データ I m 1 , I m 2 , I m 3 , I m 4 。以下同様。）を作成し、病院端末 2 0 0 A , 2 0 0 B , ... の表示器 2 4 0 が画像を表示したが、これに限られるものではない。サーバ 3 0 0 の制御部 3 1 0 は、画像データ I m を病院端末 2 0 0 A , 2 0 0 B , ... へ送信する代わりに、画像作成のためのデータのみを送信し、病院端末 2 0 0 A , 2 0 0 B , ... の制御部 2 1 0 が専ら画像データ I m を作成しても良い。

【 0 1 1 8 】

（変形例 2）

また、上述の実施形態では、本発明の血圧関連情報表示装置を、病院端末 2 0 0 A , 2 0 0 B , ... とサーバ 3 0 0 とを含むネットワーク上のシステム 1 0 0 として構成したが、これに限られるものではない。

40

【 0 1 1 9 】

例えば、本発明の血圧関連情報表示装置を、病院端末 2 0 0 A , 2 0 0 B , ... のいずれかのみで構成しても良い。つまり、病院端末（例えば 2 0 0 A ）に上述の血圧関連情報表示方法の全部（血圧計 4 0 0 からの血圧の時系列データおよび P S G 装置 5 0 0 からの身体状態特定期間を表す情報の受信から、表示器 2 4 0 の表示画面上への画像データ I m 等の表示までを含む。）を実行させてもよい。

【 0 1 2 0 】

その場合、病院端末 2 0 0 A のメモリ 2 2 0 には、制御部 2 1 0 に、上述の血圧関連情

50

報表示方法を実行させるプログラムをインストールしておく。これにより、本発明の血圧関連情報表示装置を小型かつコンパクトに構成することができる。

【0121】

また、上述の血圧関連情報表示方法を、ソフトウェア（コンピュータプログラム）として、CD（コンパクトディスク）、DVD（デジタル万能ディスク）、フラッシュメモリなどの非一時的（non-transitory）にデータを記憶可能な記録媒体に記録してもよい。このような記録媒体に記録されたソフトウェアを、パーソナルコンピュータ、PDA（パーソナル・デジタル・アシスタント）、スマートフォンなどの実質的なコンピュータ装置にインストールすることによって、それらのコンピュータ装置に、上述の血圧関連情報表示方法を実行させることができる。

10

【0122】

（変形例3）

上述の実施形態では、画像データImを構成する波形ばらつきを示す領域Sdは、横方向座標X毎に血圧変動量データがなす分布の標準偏差の $\pm k$ 倍（典型的には、 ± 2 または ± 3 ）の範囲として定義された。しかしながら、波形ばらつきを示す領域Sdの範囲は、標準偏差を用いて定義されたものに限られない。

【0123】

例えば、波形ばらつきを示す領域Sdは、横方向座標X毎に血圧変動量データがなす分布の四分位範囲として定義されてもよい。すなわち、処理としては、横方向座標X毎に血圧変動量データを昇順に並べる。そして、第一四分位を領域Sdの下限とし、第三四分位を領域Sdの上限とする。これにより、波形ばらつきを示す領域Sdを求めることができる。

20

【0124】

このように、波形ばらつきを示す領域Sdを、横方向座標X毎に血圧変動量データがなす分布の四分位範囲とした場合、標準偏差を用いて定義する場合に比して、多くの計算を必要とせず、計算が簡単で済む。したがって、処理速度の向上やメモリの節約に貢献することができる。

【0125】

また、血圧サージの「代表的波形」は、複数の個別波形を平均して得られた平均的波形としたが、これに限られるものではない。血圧サージの「代表的波形」は、横方向座標X毎に血圧変動量データがなす分布の第二四分位（中央値）であってもよい。この場合、処理としては、横方向座標X毎に血圧変動量データを昇順に並べ、横方向に中央値を連ねて、代表的波形を得ることができる。

30

【0126】

（変形例4）

上述の実施形態では、画像データImを構成する波形ばらつきを示す領域Sdは、表示器240の表示画面上で、例えば図9（B）に示したように、代表的波形を示す曲線Cavと背景領域Bgとの間の中間濃度を有する領域として表示された。しかしながら、波形ばらつきを示す領域Sdの表示態様は、中間濃度を有する領域に限られない。

【0127】

例えば、図16（A）は、図9（A）と同様に、複数の個別波形C11，C12，C13，...を例示している。この場合において、図16（B）に示すように、波形ばらつきを示す領域Sdをなすように、代表的波形を示す曲線Cavとは区別可能な態様で、複数の個別波形C11，C12，C13，...を示す曲線Ciを表示してもよい。この例では、曲線Cavが実線で表示されているのに対して、複数の個別波形C11，C12，C13，...を示す曲線Ciはそれぞれ破線で表示されている。この例では、この波形ばらつきを示す領域Sd（複数の曲線Ciを含む）に代表的波形を示す曲線Cavを重ね合わせた態様の画像データが符号Imで表されている。

40

【0128】

これにより、ユーザは、直感的に、被験者90における血圧サージの代表的波形を示す

50

曲線 C_{av} と波形ばらつきを示す領域 S_d を把握できる。この複数の個別波形を示す曲線 C_i の表示は、例えば個別波形の数が数個以下の場合に、ユーザに個別波形 C_{11} , C_{12} , C_{13} , ... のばらつきを把握させるのに有益となる。

【0129】

なお、代表的波形を示す曲線 C_{av} と複数の個別波形 C_{11} , C_{12} , C_{13} , ... を示す曲線 C_i とは区別可能であれば良い。例えば、代表的波形を示す曲線 C_{av} が赤色の実線で表示される一方、複数の個別波形 C_{11} , C_{12} , C_{13} , ... を示す曲線 C_i が青色の実線で表示されてもよい。

【0130】

また、身体状態特定期間毎に取得された血圧サージの数 N に対して閾値 N (例えば、 $N = 10$ 個とする。) を設けて、取得された血圧サージの数 N が閾値 N 以上であれば、図9(B)に示したような波形ばらつきを示す領域 S_d (縦方向に±の幅の中間濃度を有する領域) を含む第1の画像データ I_m の作成・表示を行う一方、取得された血圧サージの数 N が閾値 N 未満であれば、図16(B)に示したような波形ばらつきを示す領域 S_d (複数の個別波形 C_{11} , C_{12} , C_{13} , ... を示す曲線 C_i) を含む第2の画像データ I_m の作成・表示を行ってもよい。この血圧サージの数 N が閾値 N よりも大きいかなかの判定は、例えば、サーバ300の制御部310が血圧サージ数判定部として働いて行うことができる。

【0131】

または、それに代えて、例えばサーバ300の制御部310が、図9(B)に示したような波形ばらつきを示す領域 S_d を含む第1の画像データ I_m と、図16(B)に示したような波形ばらつきを示す領域 S_d を含む第2の画像データ I_m との両方を作成してもよい。この場合、例えば、サーバ300から病院端末(例えば200A)へ第1の画像データと第2の画像データとの両方を送信し、病院端末(例えば200A)の操作部230を介したユーザの入力に応じて、表示器240の表示画面上で、それらの第1の画像データ I_m の表示と第2の画像データ I_m の表示とを切り替えるようにしてもよい。

【0132】

(変形例5)

また、上述の実施形態では、血圧計400はトノメトリ方式の血圧計であるものとしたが、これに限られるものではない。血圧計400は、被測定部位のうち対応する部分を通る動脈へ向けて光を照射する発光素子と、その光の反射光(または透過光)を受光する受光素子とを備えて、動脈の脈波を容積の変化に基づいて連続的に血圧を検出してもよい(光電方式)。また、血圧計400は、被測定部位に当接された圧電センサを備えて、被測定部位のうち対応する部分を通る動脈の圧力による歪みを電気抵抗の変化として検出し、この電気抵抗の変化に基づいて連続的に血圧を検出してもよい(圧電方式)。さらに、血圧計400は、被測定部位のうち対応する部分を通る動脈へ向けて電波(送信波)を送る送信素子と、その電波の反射波を受信する受信素子とを備えて、動脈の脈波による動脈とセンサとの間の距離の変化を送信波と反射波との間の位相のずれとして検出し、この位相のずれに基づいて連続的に血圧を検出してもよい(電波照射方式)。また、血圧を算出することができる物理量を観測することができれば、これらの以外の方式を適用してもよい。

【0133】

以上の実施形態は例示であり、この発明の範囲から離れることなく様々な変形が可能である。上述した複数の実施の形態は、それぞれ単独で成立し得るものであるが、実施の形態同士の組みあわせも可能である。また、異なる実施の形態の中の種々の特徴も、それぞれ単独で成立し得るものであるが、異なる実施の形態の中の特徴同士の組みあわせも可能である。

【符号の説明】

【0134】

100 システム

200A, 200B, ... 病院端末

10

20

30

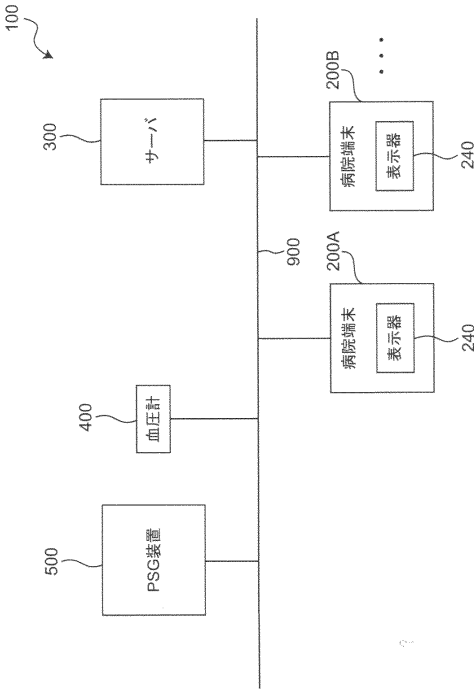
40

50

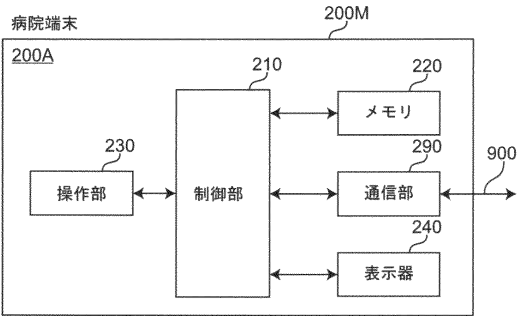
- 2 4 0 表示器
- 3 0 0 サーバ
- 4 0 0 血圧計
- 5 0 0 P S G 装置

【図面】

【図 1】



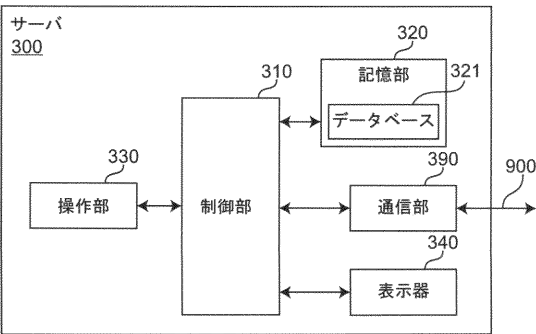
【図 2】



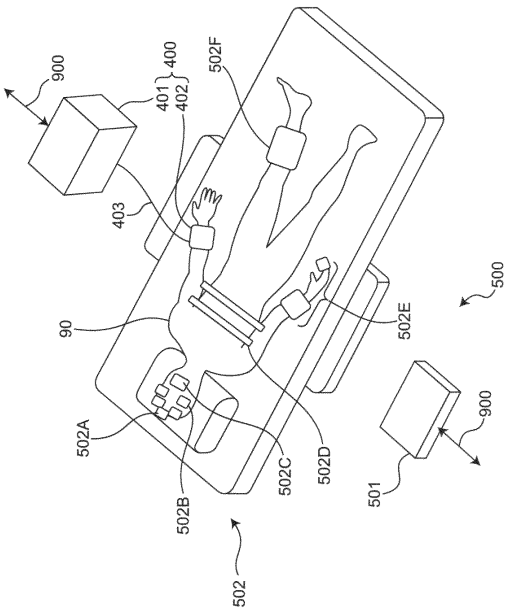
10

20

【図 3】



【図 4】

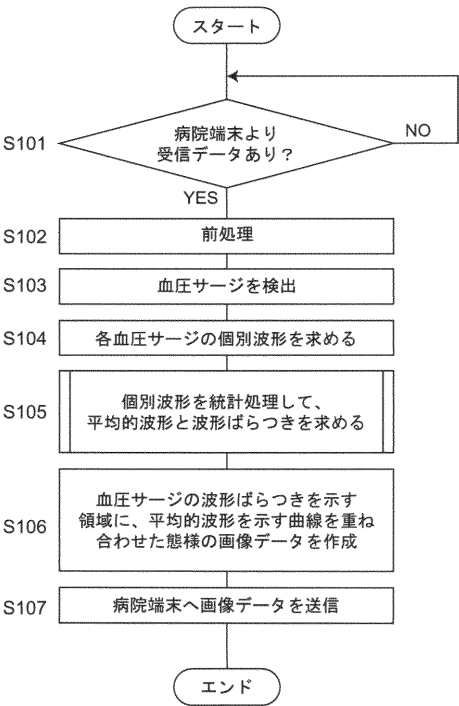


30

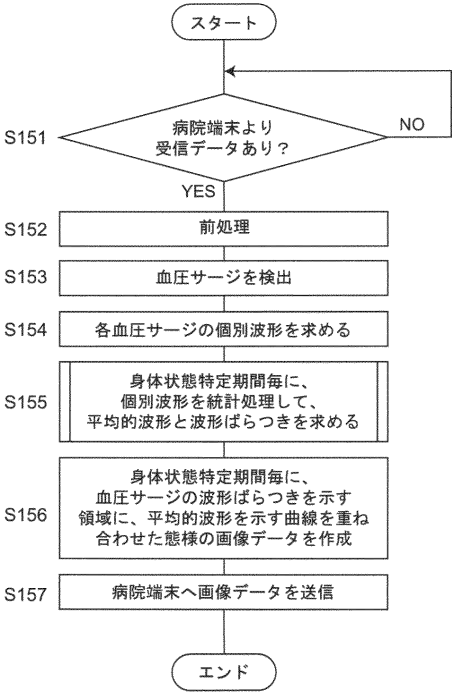
40

50

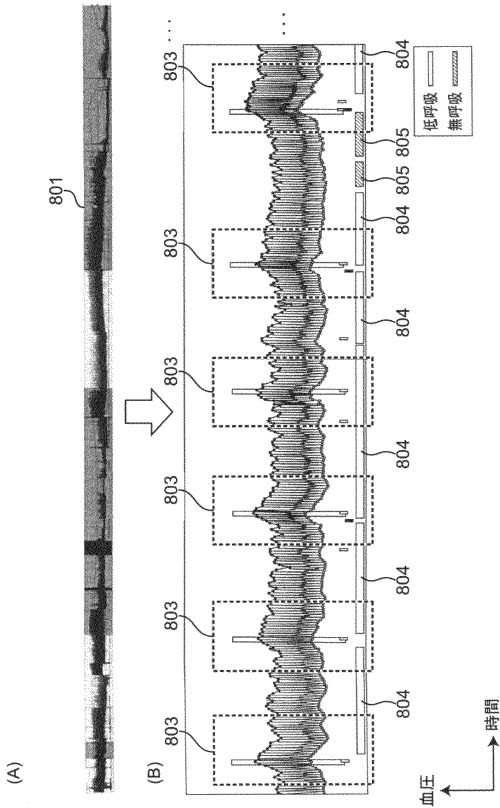
【図 5 A】



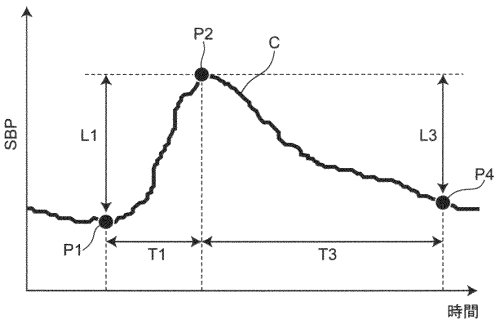
【図 5 B】



【図 6】



【図 7】



10

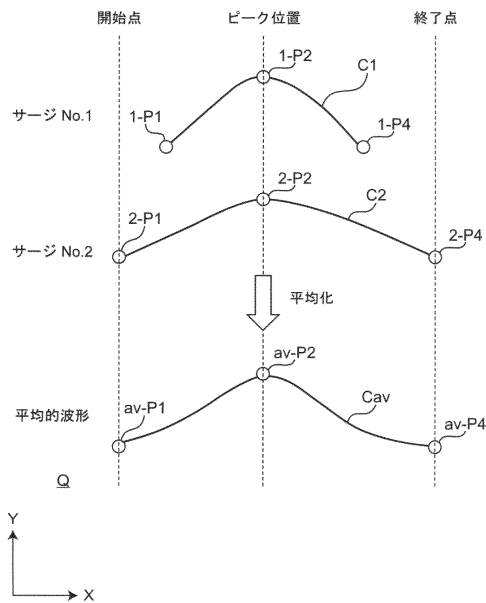
20

30

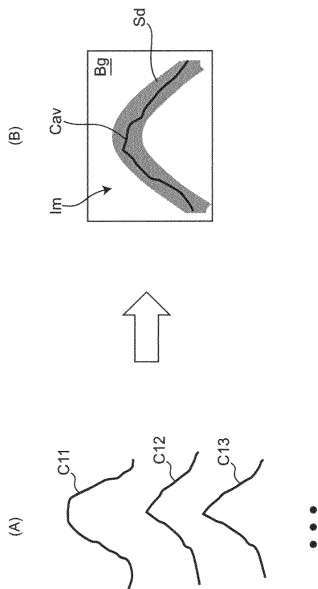
40

50

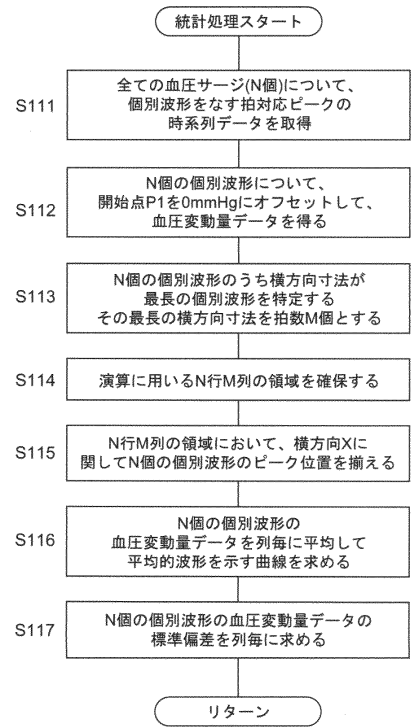
【図 8】



【図 9】



【図 10】



【図 11】

サージ No	開始時刻	ピーク時刻	終了時刻	...
1	22:20:15	22:20:21	22:20:26	
2	22:25:35	22:25:44	22:25:52	
...				

MT1

10

20

30

40

50

【図 1 2】

記録時刻	SBP	DBP	PR	...
22:20:14	129	82	60	
22:20:15	130	78	61	
22:20:16	134	80	60	
22:20:17	140	90	60	
22:20:18	143	91	61	
22:20:19	147	97	59	
22:20:20	154	103	60	
22:20:21	159	108	60	
22:20:22	155	108	60	
22:20:23	150	99	61	
22:20:24	145	94	60	
22:20:25	141	90	60	
22:20:26	133	82	61	
22:20:27	132	80	60	

MT2

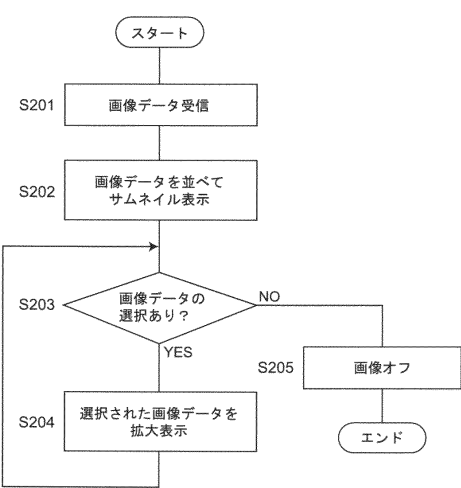
サージNo.1の時系列データ

【図 1 3】

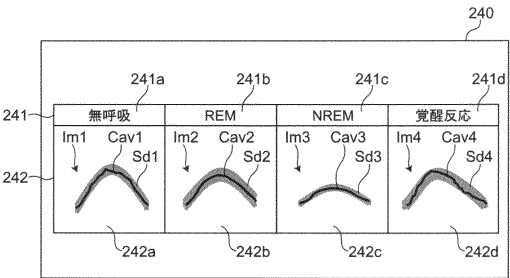
ピーク位置	17	16	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1
サージ No.1			3	11	15	20	25	29	24	17	13	10	8	0			
サージ No.2			4	7	10	14	18	21	20	19	15	12	8	5	3	2	0
平均的波形	2	2	3.5	9	12.5	17	21.5	25	22	18	14	11	6	2.5	3	2	0

MT3

【図 1 4】



【図 1 5 A】



10

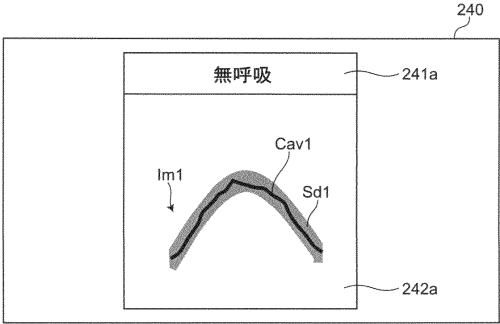
20

30

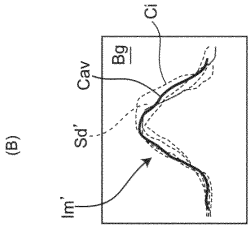
40

50

【 図 1 5 B 】



【 図 1 6 】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- ムロンヘルスケア株式会社内
(72)発明者 山下 新吾
京都府向日市寺戸町九ノ坪５３番地 オムロンヘルスケア株式会社内
(72)発明者 荻尾 七臣
栃木県下野市薬師寺３３１１－１ 学校法人自治医科大学内
審査官 山口 裕之
(56)参考文献 特開２０１８－１５３２３２（ＪＰ，Ａ）
特開２００３－２９０１７４（ＪＰ，Ａ）
特開２０１４－１６８５７４（ＪＰ，Ａ）
(58)調査した分野 (Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ ５／０２２