

(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2018-110725  
(P2018-110725A)

(43) 公開日 平成30年7月19日(2018.7.19)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 5/0452 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 2 A	4 C 1 1 7
<b>A 6 1 B</b> 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 D	4 C 1 2 7
<b>A 6 1 B</b> 5/044 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 G	
	A 6 1 B 5/04 3 1 4 G	

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2017-3224 (P2017-3224)  
(22) 出願日 平成29年1月12日 (2017.1.12)

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1. B l u - r a y

(71) 出願人 000230962  
日本光電工業株式会社  
東京都新宿区西落合1丁目3番4号  
(74) 代理人 110001416  
特許業務法人 信栄特許事務所  
(72) 発明者 貝阿彌 隆  
埼玉県所沢市くすのき台1丁目1番6号  
日本光電工業株式会社内  
Fターム(参考) 4C117 XB15 XE13 XE17 XG17 XH16  
4C127 AA02 GG01 GG09 HH11 KK03

(54) 【発明の名称】 波形表示装置、波形表示方法、プログラム及び記憶媒体

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】複数の波形の各々が適切な波形グループに自動分類されているかどうかを医療従事者が容易に且つ高い精度で判断することを可能とする波形表示装置及び波形表示方法を提供する。

【解決手段】波形表示装置は、心電図波形に含まれると共に、各々が波形グループに自動的に分類された心拍波形 w 1 ~ w 2 0 を示す複数の心拍波形データを取得し、心拍波形 w 1 ~ w 2 0 の各々の R 波振幅の値と S 波振幅の値を測定し、心拍波形 w 1 ~ w 2 0 の R 波振幅の値と S 波振幅の値を含む計測データに基づいて、心拍波形 w 1 ~ w 2 0 の外れ値指標を算出し、複数の心拍波形データと心拍波形 w 1 ~ w 2 0 の外れ値指標に従って、心拍波形 w 1 ~ w 2 0 を表示画面 1 0 上に並べて表示する。

【選択図】 図 4

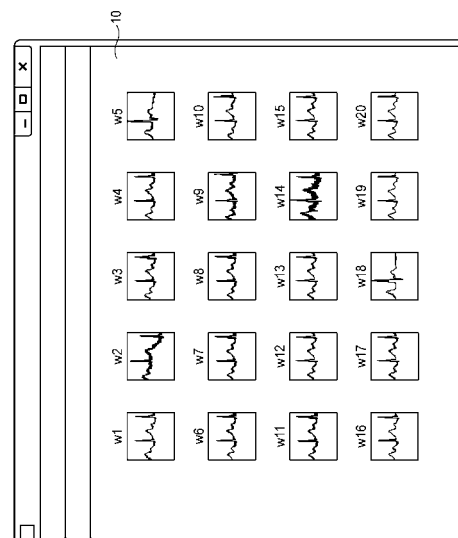


FIG.4

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

プロセッサと、

コンピュータ可読命令を記憶するメモリと、を備えた波形表示装置であって、

前記コンピュータ可読命令が前記プロセッサにより実行されると、前記波形表示装置は

、  
生体情報波形に含まれると共に、各々が所定の波形グループに自動的に分類された複数の波形を示す複数の波形データを取得し、

前記複数の波形の各々の第 1 及び第 2 の計測項目の値を測定し、

前記複数の波形の各々の前記第 1 及び第 2 の計測項目の値を含む計測データに基づいて

、前記複数の波形の各々の外れ値指標を算出し、

前記複数の波形データと前記複数の波形の各々の外れ値指標に従って、前記複数の波形を表示画面上に並べて表示する、

波形表示装置。

**【請求項 2】**

前記波形表示装置は、

前記複数の計測データ間の距離に基づいて、前記複数の波形の各々の外れ値指標を算出する、請求項 1 に記載の波形表示装置。

**【請求項 3】**

前記波形表示装置は、

前記複数の計測データ間の密度に基づいて、前記複数の波形の各々の外れ値指標を算出する、請求項 1 に記載の波形表示装置。

**【請求項 4】**

前記波形表示装置は、

前記外れ値指標の大きい順又は小さい順に、前記複数の波形を前記表示画面上に並べて表示する、請求項 1 から 3 のうちいずれか一項に記載の波形表示装置。

**【請求項 5】**

前記生体情報波形は、心電図波形であって、

前記複数の波形の各々は、前記心電図波形に含まれる心拍波形である、請求項 1 から 4 のうちいずれか一項に記載の波形表示装置。

**【請求項 6】**

前記第 1 の計測項目は、R 波振幅であり、

前記第 2 の計測項目は、S 波振幅である、請求項 5 に記載の波形表示装置。

**【請求項 7】**

( a ) 生体情報波形に含まれると共に、各々が所定の波形グループに自動的に分類された複数の波形を示す複数の波形データを取得するステップと、

( b ) 前記複数の波形の各々の第 1 及び第 2 の計測項目の値を測定するステップと、

( c ) 前記複数の波形の各々の前記第 1 及び第 2 の計測項目の値を含む計測データに基づいて、前記複数の波形の各々の外れ値指標を算出するステップと、

( d ) 前記複数の波形データと前記複数の波形の各々の外れ値指標に従って、前記複数の波形を表示画面上に並べて表示するステップと、  
を含む、コンピュータによって実行される波形表示方法。

**【請求項 8】**

前記ステップ ( c ) は、前記複数の計測データ間の距離に基づいて、前記複数の波形の各々の外れ値指標を算出するステップを含む、請求項 7 に記載の波形表示方法。

**【請求項 9】**

前記ステップ ( c ) は、前記複数の計測データ間の密度に基づいて、前記複数の波形の各々の外れ値指標を算出するステップを含む、請求項 7 に記載の波形表示方法。

**【請求項 10】**

前記ステップ ( d ) は、前記外れ値指標の大きい順又は小さい順に、前記複数の波形を

10

20

30

40

50

前記表示画面上に並べて表示するステップを含む、請求項 7 から 9 のうちいずれか一項に記載の波形表示方法。

【請求項 1 1】

前記生体情報波形は、心電図波形であって、

前記複数の波形の各々は、前記心電図波形に含まれる心拍波形である、請求項 7 から 10 のうちいずれか一項に記載の波形表示方法。

【請求項 1 2】

前記第 1 の計測項目は、R 波振幅であり、

前記第 2 の計測項目は、S 波振幅である、請求項 1 1 に記載の波形表示方法。

【請求項 1 3】

請求項 7 から 1 2 のうちいずれか一項に記載の波形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。

【請求項 1 4】

請求項 1 3 に記載のプログラムが記憶されたコンピュータ読取可能な記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、生体情報波形を表示する波形表示装置及び波形表示方法に関する。さらに、本開示は、当該波形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及び当該プログラムが記憶されたコンピュータ読取可能な記憶媒体に関する。

【背景技術】

【0002】

ホルタ心電図解析装置は、時間軸上に連続して発生する心拍波形（又は拍動）を有する心電図波形（生体情報波形の一種）を示す心電図波形データ（生体情報波形データの一種）を患者より取得した上で、当該取得された心電図波形データに基づいて、複数の心拍波形を複数の波形グループに自動的に分類する機能を有することが知られている。一般的に、検査技師等の医療従事者は、医師による診断の前に、複数の心拍波形の各々が適切な波形グループに自動分類されているかどうかを目視により確認する必要がある。例えば、心電図波形データが約 20 万の心拍波形を有する場合、医療従事者は、膨大な量の心拍波形の各々が適切な波形グループに自動分類されているかを確認する必要がある、これが医療従事者にとって非常に大きな作業負荷となっている。

【0003】

一方、特許文献 1 は、心電図波形における複数の心拍波形を複数のモフォロジ群（波形グループ）に分類し、分類された複数の心拍波形と所定の基準心拍波形との相関係数（類似度）を算出し、当該算出された相関係数に基づいて、同一のモフォロジ群に分類された複数の心拍波形を並べて表示画面上に表示することを開示している。このように、特許文献 1 では、基準心拍波形の類似度に応じて複数の心拍波形が表示画面上に表示されるため、医療従事者は、複数の心拍波形の各々が適切なモフォロジ群に自動分類されているかを比較的容易に確認することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特許第 5 1 8 9 4 3 8 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、特許文献 1 に開示された波形表示方法では、特定される基準心拍波形の類似度に応じて表示画面上に表示される心拍波形の順番が異なってしまう。この点において、所定の基準心拍波形に対する類似度が小さい心拍波形は、別の基準心拍波形に対しては高い類似度を有するといった事態が想定される。このように、基準心拍波形として選定され

10

20

30

40

50

る心拍波形に依存して心拍波形の表示結果が大きく異なってしまう。

【 0 0 0 6 】

本開示は、複数の波形の各々が適切な波形グループに自動分類されているかどうかを医療従事者が容易に且つ高い精度で判断することを可能とする波形表示装置及び波形表示方法を提供する。さらに、本開示は、当該波形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及び当該プログラムが記憶されたコンピュータ読取可能な記憶媒体を提供する。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

本開示の一態様に係る波形表示装置は、

プロセッサと、

コンピュータ可読命令を記憶するメモリと、を備え、

前記コンピュータ可読命令が前記プロセッサにより実行されると、前記波形表示装置は

10

生体情報波形に含まれると共に、各々が所定の波形グループに自動的に分類された複数の波形を示す複数の波形データを取得し、

前記複数の波形の各々の第 1 及び第 2 の計測項目の値を測定し、

前記複数の波形の各々の前記第 1 及び第 2 の計測項目の値を含む計測データに基づいて

、前記複数の波形の各々の外れ値指標を算出し、

前記複数の波形データと前記複数の波形の各々の外れ値指標に従って、前記複数の波形を表示画面上に並べて表示する。

20

【 0 0 0 8 】

また、本開示の一態様に係る波形表示方法は、

( a ) 生体情報波形に含まれると共に、各々が所定の波形グループに自動的に分類された複数の波形を示す複数の波形データを取得するステップと、

( b ) 前記複数の波形の各々の第 1 及び第 2 の計測項目の値を測定するステップと、

( c ) 前記複数の波形の各々の前記第 1 及び第 2 の計測項目の値を含む計測データに基づいて、前記複数の波形の各々の外れ値指標を算出するステップと、

( d ) 前記複数の波形データと前記複数の波形の各々の外れ値指標に従って、前記複数の波形を表示画面上に並べて表示するステップと、

30

を含み、コンピュータによって実行される。

【 発明の効果 】

【 0 0 0 9 】

本開示によれば、複数の波形の各々が適切な波形グループに自動分類されているかどうかを医療従事者が容易に且つ高い精度で判断することを可能とする波形表示装置及び波形表示方法を提供することができる。さらに、本開示は、当該波形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及び当該プログラムが記憶されたコンピュータ読取可能な記憶媒体を提供することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 0 】

【 図 1 】本発明の実施形態（以下、単に本実施形態という。）に係る波形表示装置を示すハードウェア構成図である。

40

【 図 2 】複数の心拍波形を複数の波形グループに自動分類する方法を示すフローチャートである。

【 図 3 】本実施形態に係る波形表示方法の一例を説明するためのフローチャートである。

【 図 4 】波形番号の昇順に従って表示画面上に並んで表示された心拍波形  $w_1 \sim w_{20}$  の一例を示す図である。

【 図 5 】計測データ間の距離に基づく外れ値指標  $V$  を説明するための図である。

【 図 6 】計測データ間の密度に基づく外れ値指標  $V$  を説明するための図である。

【 図 7 】2次元座標系に示された心拍波形  $w_1 \sim w_{20}$  の計測データ  $D_1 \sim D_{20}$  を示す

50

図である。

【図8】昇順に並べられた心拍波形w1～w20の外れ値指標Vの一例を示す図である。

【図9】外れ値指標の値の昇順に従って表示画面上に表示された心拍波形w1～w20の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、本実施形態について図面を参照しながら説明する。尚、本実施形態の説明において既に説明された要素と同一の参照番号を有する要素については、説明の便宜上、その説明は省略する。

【0012】

図1は、本実施形態に係る波形表示装置1のハードウェア構成図を示す。図1に示すように、波形表示装置1（以下、単に表示装置1という。）は、制御部2と、記憶部3と、ネットワークインターフェース4と、表示部5と、入力操作部6とを備える。これらはバス8を介して互いに通信可能に接続されている。

【0013】

表示装置1は、バイタルデータのトレンドグラフやリストを表示するための医療用の専用装置（生体情報モニタ等）であってもよいし、例えば、パーソナルコンピュータ、ワークステーション、スマートフォン、タブレット、タブレット、操作者（医療従事者）の身体（例えば、腕や頭部等）に装着されるウェアラブルデバイス（例えば、Apple Watchやスマートグラス等）であってもよい。

【0014】

制御部2は、メモリとプロセッサを備えている。メモリは、コンピュータ可読命令（プログラム）を記憶するように構成されており、例えば、各種プログラム等が格納されたROM（Read Only Memory）やプロセッサにより実行される各種プログラム等が格納される複数ワークエリアを有するRAM（Random Access Memory）等から構成される。プロセッサは、例えばCPU（Central Processing Unit）、MPU（Micro Processing Unit）及び/又はGPU（Graphics Processing Unit）であって、ROMに組み込まれた各種プログラムから指定されたプログラムをRAM上に展開し、RAMとの協働で各種処理を実行するように構成されている。

【0015】

特に、プロセッサが後述する波形表示方法を実行するための波形表示プログラムをRAM上に展開し、RAMとの協働で当該波形表示プログラムを実行することで、制御部2は、表示装置1の各種動作を制御してもよい。制御部2及び波形表示プログラムの詳細については後述する。

【0016】

記憶部3は、例えば、HDD（Hard Disk Drive）、SSD（Solid State Drive）、USBフラッシュメモリ等の記憶装置（ストレージ）であって、プログラムや各種データを格納するように構成されている。記憶部3には、波形表示プログラムが組み込まれてもよい。また、時間軸上に連続して発生する複数の心拍波形を含む心電図波形（生体情報波形の一例）を示す心電図波形データ（生体情報波形データの一例）が記憶部3に保存されていてもよい。ここで、心拍波形とは、心臓の拍動（心拍）を示す波形をいう。心電図波形データは、図示しない心電図センサ（例えば、ホルタ心電図記録器等）により取得されてもよい。取得された心電図波形データは、通信ネットワークやUSBメモリ等の記憶媒体を介して記憶部3に保存されてもよいし、心電図センサに接続されるセンサインターフェース（図示せず）を介して記憶部3に保存されてもよい。

【0017】

また、複数の心拍波形を示す複数の心拍波形データ（波形データの一例）が記憶部3に保存されていてもよい。この場合、複数の心拍波形の各々は、所定の患者の心電図波形に

10

20

30

40

50

含まれていると共に、ホルタ心電図解析装置等（図示せず）により所定の波形グループに自動的に分類されている。

#### 【0018】

ここで、図2を参照して心電図波形に含まれる複数の心拍波形を複数の波形グループに自動分類する方法について説明する。図2は、複数の心拍波形を複数の波形グループに自動分類する方法を示すフローチャートである。図2に示すように、ステップS1において、ホルタ心電図解析装置は、心電図センサを用いて所定の患者の心電図波形データを取得する。次に、ホルタ心電図解析装置は、心電図波形に含まれる複数の心拍波形を複数の波形グループG1、G2・・・に自動的に分類する（ステップS2）。例えば、ホルタ心電図解析装置は、各心拍波形の位置を特定した上で、各心拍波形の形状や隣接する心拍波形間のRR間隔に基づいて、各心拍波形が正常心拍波形（N波）か又は心室性期外収縮を示す波形（V波）であるかを判定する。次に、ホルタ心電図解析装置は、周知の波形分類方法に基づいて、N波に属する複数の心拍波形の各々を複数の波形グループに分類すると共に、V波に属する複数の心拍波形の各々を複数の波形グループに分類する。このようにして、ホルタ心電図解析装置は、心電図波形に含まれる複数の心拍波形を複数の波形グループに自動的に分類する。自動分類された複数の心拍波形を示す複数の心拍波形データは、ホルタ心電図解析装置に保存されてもよい。ホルタ心電図解析装置に保存された複数の心拍波形データは、通信ネットワークやUSBメモリ等の記憶媒体を介して記憶部3に保存されてもよいし、入出力インターフェース（図示せず）を介して記憶部3に保存されてもよい。

10

20

#### 【0019】

ネットワークインターフェース4は、表示装置1を通信ネットワークに接続するように構成されている。具体的には、ネットワークインターフェース4は、通信ネットワークを介してサーバ等の外部装置と通信するための各種有線接続端子や、無線接続のための各種処理回路を含んでおり、通信ネットワークを介して通信するための通信規格に適合するように構成されている。ここで、通信ネットワークは、LAN（Local Area Network）、WAN（Wide Area Network）又はインターネット等である。例えば、波形表示プログラムやバイタルデータ（心拍波形データや心電図波形データ）は、通信ネットワーク上に配置されたコンピュータからネットワークインターフェース4を介して取得されてもよい。

30

#### 【0020】

表示部5は、液晶ディスプレイ、有機ELディスプレイ等の表示装置であってもよいし、操作者の頭部に装着される透過型又は非透過型のヘッドマウントディスプレイ等の表示装置であってもよい。例えば、図4及び図9に示す表示画面10が表示部5に表示される。

#### 【0021】

入力操作部6は、表示装置1を操作する操作者の入力操作を受付けると共に、当該入力操作に対応する指示信号を生成するように構成されている。入力操作部6は、例えば、表示部5上に重ねて配置されたタッチパネル、筐体に取り付けられた操作ボタン、マウス又はキーボード等である。入力操作部6によって生成された指示信号は、バス8を介して制御部2に送信されて、制御部2は、指示信号に応じて所定の処理を実行する。

40

#### 【0022】

次に、図3を参照して本実施形態に係る波形表示方法の一例について説明する。図3は、本実施形態に係る波形表示方法の一例を説明するためのフローチャートである。図3に示すように、最初に、制御部2は、同一の波形グループG1に自動分類された心拍波形w1～w20を示す心拍波形データA1～A20を取得する（ステップS10）。例えば、制御部2は、心拍波形データA1～A20を記憶部3から取得してもよいし、通信ネットワーク上に配置された外部装置からネットワークインターフェース4を介して心拍波形データA1～A20を取得してもよい。または、制御部2は、ホルタ心電図解析装置から入出力インターフェースを介して心拍波形データA1～A20を取得してもよい。本実施形

50

態では、説明の便宜上、心拍波形の数は20個とし、心拍波形 $w_1 \sim w_{20}$ の各々は、同一の波形グループG1に自動分類されているものとする。つまり、ホルタ心電図解析装置が所定の患者の心電図波形に含まれる複数の心拍波形を複数の波形グループに自動分類した結果、心拍波形 $w_1 \sim w_{20}$ が波形グループG1に自動分類されているものとする。

#### 【0023】

次に、制御部2は、心拍波形 $w_1 \sim w_{20}$ の波形番号 $N = 1 \sim 20$ の昇順に従って、心拍波形 $w_1 \sim w_{20}$ を表示画面10上に並べて表示する(ステップS11)。図4は、波形番号 $N$ の昇順に従って表示画面10上に並んで表示された心拍波形 $w_1 \sim w_{20}$ の一例を示す図である。心拍波形の総数が20個の場合、複数の心拍波形は、図4に示すように、4行×5列の形式で表示画面10上に並んで表示されてもよいし、 $n$ 行× $m$ 列の形式で表示画面10上に並んで表示されてもよい( $n \geq 1$ 、 $m \geq 1$ )。本例では、心拍波形 $w_1 \sim w_{20}$ のうち波形番号 $N$ が最も小さい心拍波形 $w_1$ が表示画面10の左上端に配置されると共に、波形番号 $N$ が最も大きい心拍波形 $w_{20}$ が表示画面10の右下端に配置される。

10

#### 【0024】

次に、制御部2は、心拍波形 $w_1 \sim w_{20}$ の各々のR波振幅(第1の計測項目の一例)の値 $R$ とS波振幅(第2の計測項目の一例)の値 $S$ を測定する(ステップS12)。その後、制御部2は、心拍波形 $w_1 \sim w_{20}$ の計測データ $D_1 \sim D_{20}$ を生成する(ステップS13)。ここで、計測データ $D_1$ は、心拍波形 $w_1$ のR波振幅の値 $R_1$ とS波振幅の値 $S_1$ により構成される。つまり、計測データ $D_i$ は、心拍波形 $w_i$ のR波振幅の値 $R_i$ とS波振幅の値 $S_i$ により構成される(ここで、 $i$ は整数であって、 $1 \leq i \leq 20$ とする)。また、計測データ $D_i$ は、互いに直交する2つの座標軸のうち一方の座標軸がR波振幅の値を示すと共に、他方の座標軸がS波振幅の値を示す2次元座標系に示すことが可能なデータである。本実施形態では、図5～図7に示すように、2次元座標系の縦軸がS波振幅の値を示すと共に、2次元座標系の横軸がR波振幅の値を示す。

20

#### 【0025】

次に、ステップS14において、制御部2は、生成された計測データ $D_1 \sim D_{20}$ に基づいて、心拍波形 $w_1 \sim w_{20}$ の外れ値指標 $V_1 \sim V_{20}$ を算出する。以下に、図5～図7を参照して外れ値指標 $V$ の算出方法について説明する。図5は、計測データ $D$ 間の距離に基づく外れ値指標 $V$ を説明するための図である。図6は、計測データ $D$ 間の密度に基づく外れ値指標 $V$ を説明するための図である。

30

#### 【0026】

<計測データ $D$ 間の距離に基づく外れ値指標 $V$ の算出方法>

図5に示すように、制御部2は、縦軸がS波振幅を示すと共に、横軸がR波振幅を示す2次元座標系( $S-R$ 座標系)に示される複数の計測データ $D$ 間の距離に基づいて、外れ値指標 $V$ を算出することができる。この算出方法では、対象となる計測データとその他の複数の計測データとの間の距離が小さい程、外れ値指標 $V$ の値は小さくなる。この場合、外れ値指標 $V$ の値が小さい程、対象となる計測データは外れ値ではないと判断され、当該対象となる計測データに対応する心拍波形は、現在の波形グループに分類されるべきであると判断される(つまり、当該心拍波形に対する自動分類結果は妥当であると判断される)。一方、対象となる計測データとその他の複数の計測データとの間の距離が大きい程、外れ値指標 $V$ の値は大きくなる。この場合、外れ値指標 $V$ の値が大きい程、対象となる計測データは、外れ値であると判断され、当該対象となる計測データに対応する心拍波形は、現在の波形グループとは異なる波形グループに分類されるべきであると判断される(つまり、当該心拍波形に対する自動分類結果は妥当ではないと判断される)。

40

#### 【0027】

図5に示す例では、対象となる計測データ $D_n$ とその他の複数の計測データ $D$ との間の距離は、対象となる計測データ $D_m$ とその他の複数の計測データ $D$ との間の距離よりも大きいため、計測データ $D_n$ の外れ値指標 $V_n$ は、計測データ $D_m$ の外れ値指標 $V_m$ よりも大きくなる。ここで、計測データ $D$ 間の距離は、ユークリッド距離であってもよいし、マ

50

ハラノビス距離であってもよい。例えば、計測データ  $D_n$  の S 波振幅の値が  $S_n$ 、R 波振幅の値が  $R_n$  であると共に、計測データ  $D_a$  の S 波振幅の値が  $S_a$ 、R 波振幅の値が  $R_a$  である場合、計測データ  $D_n$  と計測データ  $D_a$  との間のユークリッド距離  $d_{n,a}$  は、以下の式 (1) により算出される。

$$d_{n,a} = |D_n - D_a| = \{ (R_n - R_a)^2 + (S_n - S_a)^2 \}^{1/2} \dots \quad (1)$$

また、計測データ  $D_b$  の S 波振幅の値が  $S_b$ 、R 波振幅の値が  $R_b$  である場合、計測データ  $D_n$  と計測データ  $D_b$  との間のユークリッド距離  $d_{n,b}$  は、以下の式 (2) により算出される。

$$d_{n,b} = |D_n - D_b| = \{ (R_n - R_b)^2 + (S_n - S_b)^2 \}^{1/2} \dots \quad (2)$$

尚、心拍波形  $w_1 \sim 1w_{20}$  の計測データ  $D_1 \sim D_{20}$  間のユークリッド距離に基づく外れ値指標  $V_1 \sim V_{20}$  の算出手法については以降で詳しく述べる。

#### 【0028】

< 計測データ  $D$  間の密度に基づく外れ値指標  $V$  の算出方法 >

制御部 2 は、S-R 座標系に示される複数の計測データ  $D$  間の密度に基づいて、外れ値指標  $V$  を算出することができる。この算出方法では、図 6 に示すように、対象となる計測データの周辺に存在する計測データの数  $N$  が少ない程 (つまり、対象となる計測データの密度が小さい程)、外れ値指標  $V$  の値を大きくしてもよい。この場合、計測データの数  $N$  と外れ値指標  $V$  は負の相関関係を有する。さらに、外れ値指標  $V$  の値が大きい程、対象となる計測データは外れ値であると判断され、当該対象となる計測データに対応する心拍波形は、現在の波形グループとは異なる波形グループに分類されるべきであると判断される (つまり、当該心拍波形に対する自動分類結果は妥当ではないと判断される)。従って、計測データ  $D_i$  の周辺に存在する計測データの数  $N$  が少ない場合 (計測データ  $D_i$  の密度が小さい場合) では、外れ値指標  $V$  の値が大きくなるため、計測データ  $D_i$  は外れ値であると判断される。尚、対象となる計測データの周辺に存在する計測データの数がゼロである場合、外れ値指標  $V$  を算出せずに当該対象となる計測データは外れ値であると判断されてもよい。

#### 【0029】

一方、対象となる計測データの周辺に存在する計測データの数が多し程 (つまり、対象となる計測データの密度が高い程)、外れ値指標  $V$  の値が小さくなる。さらに、外れ値指標  $V$  の値が小さい程、対象となる計測データは外れ値ではないと判断され、当該対象となる計測データに対応する心拍波形は、現在の波形グループに分類されるべきであると判断される (つまり、当該心拍波形に対する自動分類結果は妥当であると判断される)。従って、計測データ  $D_i$  の周辺に存在する計測データの数  $N$  が多い場合 (計測データ  $D_i$  の密度が高い場合) では、外れ値指標  $V$  の値が小さくなるため、計測データ  $D_i$  は外れ値ではないと判断される。

#### 【0030】

図 6 に示す例では、対象となる計測データ  $D_n$  を中心とした半径  $r$  の円として構成された領域  $R_n$  内に存在する計測データ  $D$  の数  $N$  は 1 個となる。一方、対象となる計測データ  $D_m$  を中心とした半径  $r$  の円として構成された領域  $R_m$  内に存在する計測データ  $D$  の数  $N$  は 6 個となる。この場合、計測データ  $D_n$  の外れ値指標  $V_n$  は大きくなる一方、計測データ  $D_m$  の外れ値指標  $V_m$  は小さくなる。この結果として、計測データ  $D_m$  は外れ値ではないと判断される一方、計測データ  $D_n$  は外れ値であると判断される。

#### 【0031】

次に、図 7 及び図 8 を参照して、心拍波形  $w_1 \sim 1w_{20}$  の計測データ  $D_1 \sim D_{20}$  間

10

20

30

40

50

のユークリッド距離に基づいて、心拍波形  $w_1 \sim w_{20}$  の外れ値指標  $V_1 \sim V_{20}$  を算出する方法について以下に説明する。図7は、2次元座標系に示された心拍波形  $w_1 \sim w_{20}$  の計測データ  $D_1 \sim D_{20}$  を示す図である。図8は、昇順に並べられた心拍波形  $w_1 \sim w_{20}$  の外れ値指標  $V$  の一例を示す図である。また、図7の  $S-R$  座標系に表示された番号は、心拍波形  $w$  の番号を指す。例えば、番号「18」が付されたプロット点は、心拍波形  $w_{18}$  の計測データ  $D_{18}$  を示す。また、心拍波形  $w_n$  の計測データ  $D_n$  の  $S$  波振幅の値は  $S_n$  であると共に、 $R$  波振幅の値は  $R_n$  とする。尚、本説明では、外れ値指標  $V_1 \sim V_{20}$  は、外れ値指標  $V$  と総称される場合がある。

【0032】

例えば、心拍波形  $w_5$  の外れ値指標  $V_5$  の算出方法について以下に説明する。

最初に、心拍波形  $w_5$  の計測データ  $D_5$  と計測データ  $D_1 \sim D_4, D_6 \sim D_{20}$  の各々の間のユークリッド距離  $d_{5,1}, d_{5,2}, \dots, d_{5,20}$  を算出した上で、ユークリッド距離  $d_{5,1}, d_{5,2}, \dots, d_{5,20}$  の総和を算出する。ここで、ユークリッド距離  $d_{5,1}$  は、計測データ  $D_5$  と計測データ  $D_1$  との間のユークリッド距離であって、以下の式(3)により算出される。

$$d_{5,1} = |D_5 - D_1| = \{ (R_5 - R_1)^2 + (S_5 - S_1)^2 \}^{1/2} \dots \quad (3)$$

このように、ユークリッド距離  $d_{5,i}$  ( $i$  は整数であって、 $1 \leq i \leq 20$ ) は、計測データ  $D_5$  と計測データ  $D_i$  との間のユークリッド距離であって、以下の式(3A)により算出される。

$$d_{5,i} = |D_5 - D_i| = \{ (R_5 - R_i)^2 + (S_5 - S_i)^2 \}^{1/2} \dots \quad (3A)$$

【0033】

次に、心拍波形  $w_5$  の外れ値指標  $V_5$  は、ユークリッド距離  $d_{5,1}, d_{5,2}, \dots, d_{5,20}$  の総和によって算出される。具体的には、外れ値指標  $V_5$  は、以下の式(4)により算出される。

【数1】

$$V_5 = d_{5,1} + d_{5,2} + \dots + d_{5,20} = \sum_{i=1}^{20} d_{5,i} \quad \dots (4)$$

但し、 $d_{5,5} = 0$  であるとする。

【0034】

このように、外れ値指標  $V_5$  を算出することが可能となる。同様に、心拍波形  $w_n$  の外れ値指標  $V_n$  は以下の式(5)により算出される(ここで、 $n$  は整数であって、 $1 \leq n \leq 20$ )。

【数2】

$$V_n = d_{n,1} + d_{n,2} + \dots + d_{n,20} = \sum_{i=1}^{20} d_{n,i} \quad \dots (5)$$

但し、 $d_{n,n} = 0$  であるとする。

【0035】

また、ユークリッド距離  $d_{n,i}$  ( $i$  は整数であって、 $1 \leq i \leq 20$ ) は、計測データ  $D$

10

20

30

40

50

$n$  と計測データ  $D_i$  との間のユークリッド距離であって、以下の式 (6) により算出される。

$$d_{n,i} = |D_n - D_i| = \{ (R_n - R_i)^2 + (S_n - S_i)^2 \}^{1/2} \dots \quad (6)$$

このように、心拍波形  $w_1 \sim w_{20}$  の外れ値指標  $V_1 \sim V_{20}$  を算出することが可能となる。図 8 に示すように、本例では、心拍波形  $w_5$  の外れ値指標  $V_5$  の値が最も大きい。心拍波形  $w_{18}$  の外れ値指標  $V_{18}$  の値は、外れ値指標  $V_5$  の値の次に大きい。また、心拍波形  $w_5, w_{18}, w_{14}, w_9, w_2$  の外れ値指標  $V$  は、その他の心拍波形の外れ値指標  $V$  と比較すると非常に大きいことが理解される。

10

#### 【0036】

次に、図 3 に戻ると、制御部 2 は、心拍波形  $w_1 \sim w_{20}$  の外れ値指標  $V_1 \sim V_{20}$  と心拍波形データ  $A_1 \sim A_{20}$  に従って、心拍波形  $w_1 \sim w_{20}$  を表示画面 10 に表示する (ステップ S15)。具体的には、図 9 に示すように、制御部 2 は、外れ値指標  $V_1 \sim V_{20}$  の値の昇順に従って、心拍波形  $w_1 \sim w_{20}$  を表示画面 10 上に並べて表示する。本例では、心拍波形  $w_1 \sim w_{20}$  のうち外れ値指標  $V$  の値が最も大きい心拍波形  $w_5$  が表示画面 10 の左上端に配置されると共に、外れ値指標  $V$  が最も小さい心拍波形  $w_3$  が表示画面 10 の右下端に配置される。尚、制御部 2 は、外れ値指標  $V_1 \sim V_{20}$  の値の降順に従って、心拍波形  $w_1 \sim w_{20}$  を表示画面 10 上に並べて表示してもよい。この場合、心拍

20

#### 【0037】

本実施形態によれば、心拍波形  $w_1 \sim w_{20}$  の各々の R 波振幅の値  $R$  と S 波振幅の値  $S$  からなる計測データ  $D_1 \sim D_{20}$  に基づいて、心拍波形  $w_1 \sim w_{20}$  の外れ値指標  $V_1 \sim V_{20}$  が算出されて、波形データ  $A_1 \sim A_{20}$  と外れ値指標  $V_1 \sim V_{20}$  の値に基づいて、心拍波形  $w_1 \sim w_{20}$  が表示画面 10 上に並べて表示される。このように、波形グループ G1 から選択された基準となる基準心拍波形を用いることなしに、心拍波形  $w_1 \sim w_{20}$  の外れ値指標  $V_1 \sim V_{20}$  を用いることで、心拍波形  $w_1 \sim w_{20}$  の各々が波形グループ G1 に分類されていることが妥当であるかどうか (つまり、各心拍波形に対する自動分類結果の妥当性) を判断することができる。従って、医療従事者は、外れ値指標  $V$  に基づいて表示画面 10 上に並べて表示された心拍波形  $w_1 \sim w_{20}$  を視認することで、心拍波形  $w_1 \sim w_{20}$  の各々が適切な波形グループに自動分類されているかどうかを容易に且つ高い精度で判断することができる。さらに、ホルタ心電図記録器により取得された心電図波形データを用いた診断のスピードと正確性を向上させることが可能となる。

30

#### 【0038】

例えば、本実施形態の場合、医療従事者は、外れ値指標  $V$  が大きい心拍波形  $w_5, w_{18}, w_{14}, w_9, w_2$  が波形グループ G1 に自動分類されていることが妥当でないと判断するかもしれない。この場合、医療従事者は、心拍波形  $w_5, w_{18}, w_{14}, w_9, w_2$  の各々を波形グループ G1 とは異なる波形グループに分類してもよい。

40

#### 【0039】

また、本実施形態によれば、計測データ  $D_1 \sim D_{20}$  間の距離 (特に、ユークリッド距離) に基づいて心拍波形  $w_1 \sim w_{20}$  の外れ値指標  $V_1 \sim V_{20}$  が算出される。このように、計測データ  $D_1 \sim D_{20}$  間の距離を用いることで、心拍波形  $w_1 \sim w_{20}$  の各々が波形グループ G1 に自動分類されていることが妥当であるかどうかを判断することができる。また、本実施形態では、計測データ  $D_1 \sim D_{20}$  間の密度に基づいて心拍波形  $w_1 \sim w_{20}$  の外れ値指標  $V_1 \sim V_{20}$  を算出してもよい。この場合でも同様に、計測データ  $D_1 \sim D_{20}$  間の密度を用いることで、心拍波形  $w_1 \sim w_{20}$  の各々が波形グループ G1 に自動分類されていることが妥当であるかどうかを判断することができる。

50

## 【 0 0 4 0 】

また、本実施形態によれば、外れ値指標の値の大きい順又は小さい順に心拍波形 w 1 ~ w 2 0 が表示画面 1 0 上に並べて表示されてもよい。このように、医療従事者は、外れ値指標 V の大きい順又は小さい順に表示画面 1 0 上に並べて表示された心拍波形 w 1 ~ w 2 0 を視認することで、心拍波形 w 1 ~ w 2 0 の各々が適切な波形グループに自動分類されているかどうかを容易に且つ高い精度で判断することができる。

## 【 0 0 4 1 】

尚、本実施形態では、各心拍波形の外れ値指標 V を用いて心電図波形に含まれる複数の心拍波形に対する自動分類結果の妥当性を支援するための表示装置 1 について説明しているが、本実施形態が対象とする生体情報波形は、心電図波形に限定されるものではない。例えば、表示装置 1 は、心電図波形以外の生体情報波形に含まれる複数の波形の自動分類結果の妥当性を当該複数の波形の外れ値指標を用いて支援してもよい。

10

## 【 0 0 4 2 】

また、本実施形態では、R 波振幅（第 1 の計測項目の一例）の値と S 波振幅（第 2 の計測項目の一例）の値の 2 つ計測項目を用いることで心拍波形 w 1 ~ w 2 0 の計測データ D 1 ~ D 2 0 が生成されているが、以下に示す計測項目のうち 2 つを用いることで心拍波形 w 1 ~ w 2 0 の計測データ D 1 ~ D 2 0 が生成されてもよい。換言すれば、以下に示す計測項目のうち 1 つが第 1 の計測項目として選択されつつ、第 1 計測項目として選択された計測項目を除いた以下の計測項目のうち 1 つが第 2 の計測項目として選択されてもよい。

20

- ・ P 波幅
- ・ P 波振幅
- ・ Q 波幅
- ・ Q 波振幅
- ・ R 波幅
- ・ R 波振幅
- ・ S 波幅
- ・ S 波振幅
- ・ T 波幅
- ・ T 波振幅
- ・ S T レベル（振幅）
- ・ P R 間隔
- ・ Q R S 幅
- ・ Q T 間隔
- ・ R R 間隔

30

さらに、上記に示す計測項目以外の心拍波形に関する計測項目を用いて心拍波形 w 1 ~ w 2 0 の計測データ D 1 ~ D 2 0 が生成されてもよい。

## 【 0 0 4 3 】

また、本実施形態では、2 つの計測項目を用いて計測データ D 1 ~ D 2 0 が生成されているが、3 つの計測項目を用いて計測データ D 1 ~ D 2 0 が生成されてもよい。この場合、計測データ D 1 ~ D 2 0 の各々は、3 次元座標系に示すことが可能な計測データとなる。さらに、N 個の計測項目を用いて計測データ D 1 ~ D 2 0 が生成されてもよい（N は整数であって、 $N > 3$ ）。この場合、計測データ D 1 ~ D 2 0 の各々は、N 次元座標系に示すことが可能な計測データとなる。

40

## 【 0 0 4 4 】

また、本実施形態に係る表示装置 1 をソフトウェアによって実現するためには、波形表示プログラムが記憶部 3 又は ROM に予め組み込まれていてもよい。または、波形表示プログラムは、磁気ディスク（HDD、フロッピーディスク）、光ディスク（CD-ROM

50

、DVD-ROM、Blu-rayディスク等)、光磁気ディスク(MO等)、フラッシュメモリ(SDカード、USBメモリ、SSD等)等のコンピュータ読取可能な記憶媒体に格納されていてもよい。この場合、表示装置1に設けられたディスクドライブ等によって記憶媒体に格納された波形表示プログラムが読み込まれることで、当該波形表示プログラムが、記憶部3に組み込まれる。そして、記憶部3に組み込まれた当該プログラムがRAM上にロードされて、プロセッサがRAM上にロードされた当該プログラムを実行する。このように、図2に示す波形表示方法が実行される。

【0045】

また、波形表示プログラムは、通信ネットワーク上のコンピュータからネットワークインターフェース4を介してダウンロードされてもよい。この場合も同様に、ダウンロードされた当該プログラムが記憶部3に組み込まれる。

10

【0046】

以上、本発明の実施形態について説明をしたが、本発明の技術的範囲が本実施形態の説明によって限定的に解釈されるべきではない。本実施形態は一例であって、特許請求の範囲に記載された発明の範囲内において、様々な実施形態の変更が可能であることが当業者によって理解されるところである。本発明の技術的範囲は特許請求の範囲に記載された発明の範囲及びその均等の範囲に基づいて定められるべきである。

【符号の説明】

【0047】

- 1：波形表示装置（表示装置）
- 2：制御部
- 3：記憶部
- 4：ネットワークインターフェース
- 5：表示部
- 6：入力操作部
- 8：バス
- 10：表示画面

20

【 図 1 】

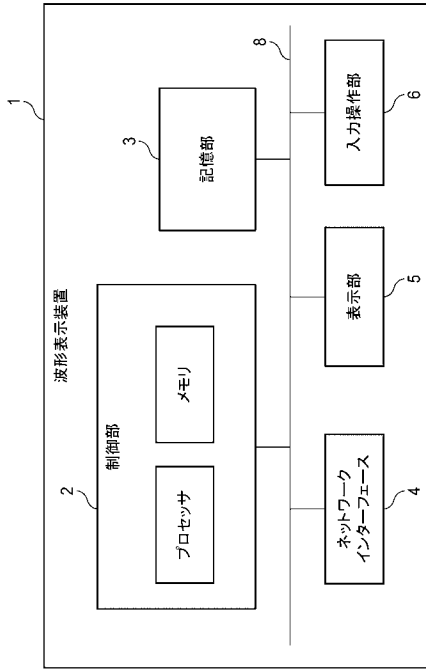
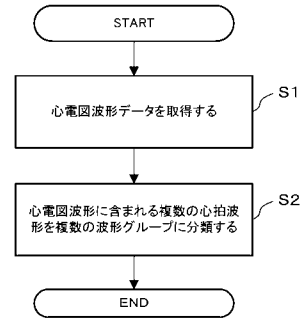


FIG.1

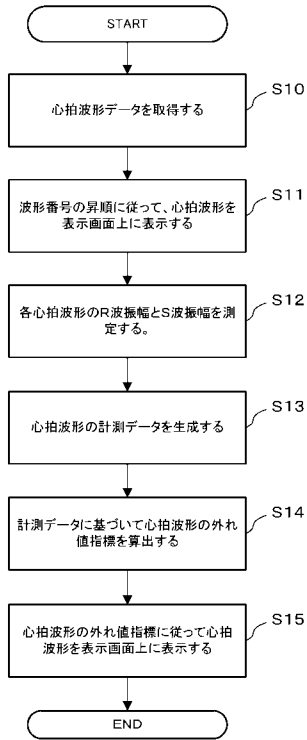
【 図 2 】

FIG.2



【 図 3 】

FIG.3



【 図 4 】

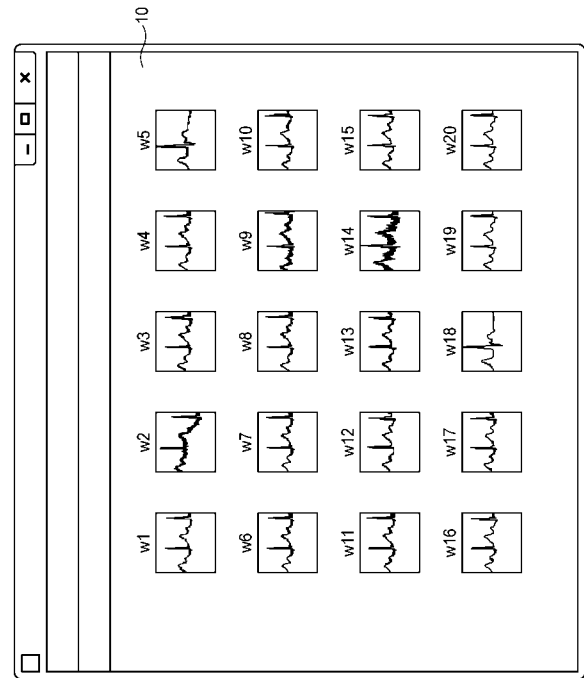
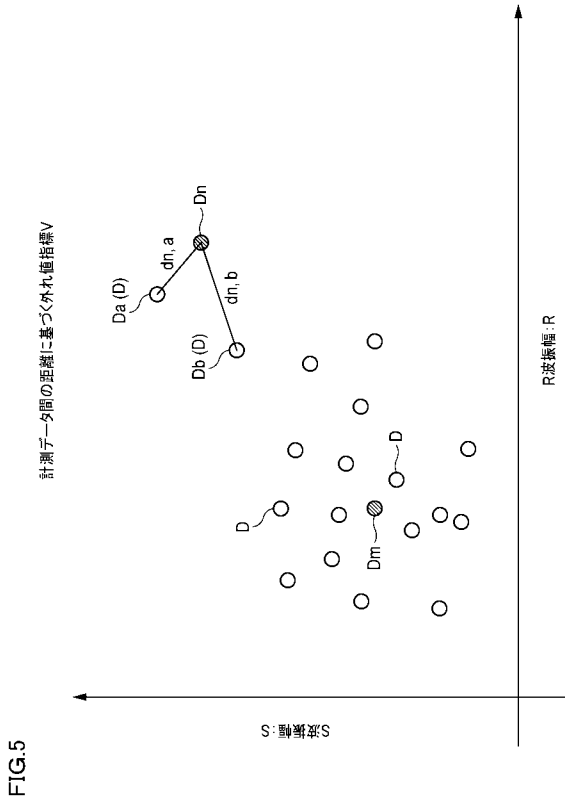
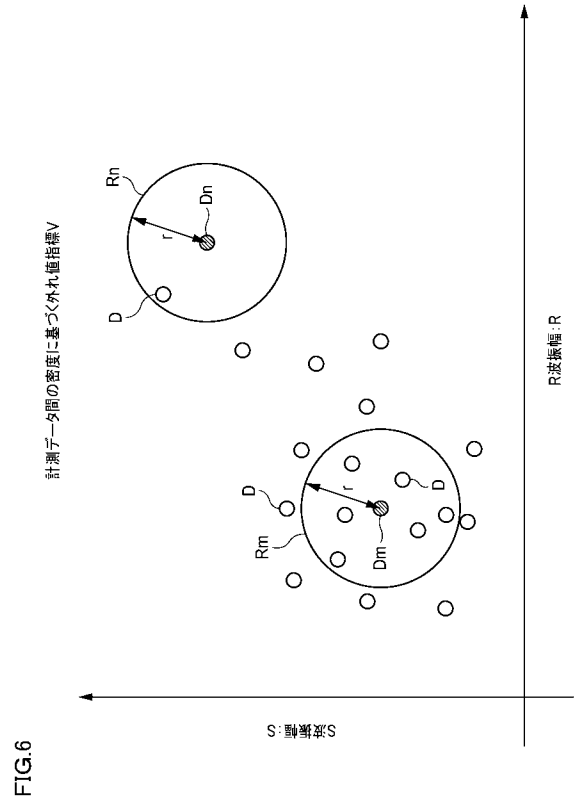


FIG.4

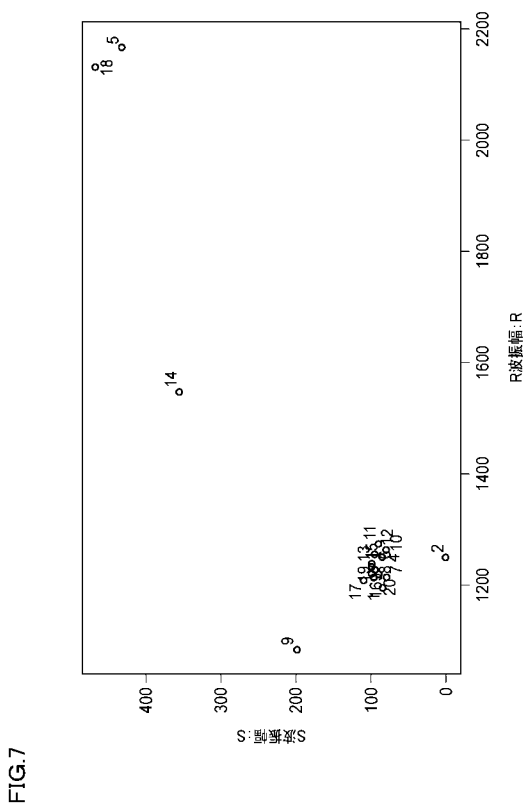
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】

FIG.8

各心拍波形の外れ指標値V

心拍波形w	外れ指標値V
w5	933.7
w18	914.2
w14	439.9
w9	299.8
w2	220.0
w1	176.6
w11	170.3
w17	167.5
w12	166.4
...	...

【 図 9 】

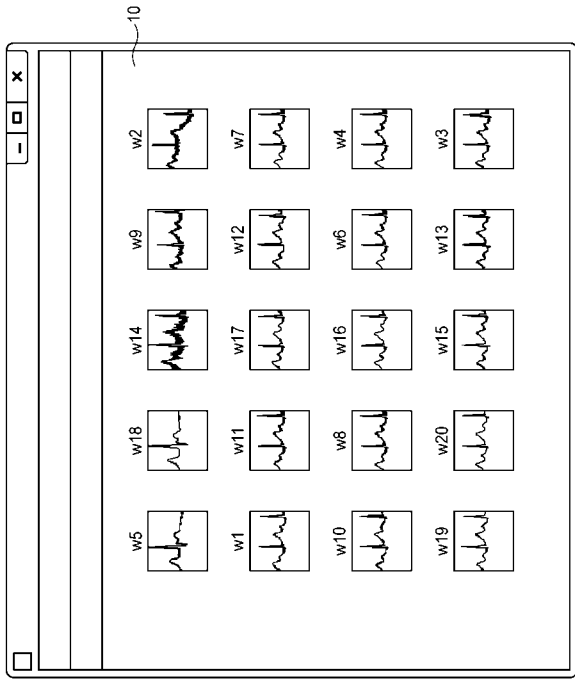


FIG.9

专利名称(译)	波形显示设备，波形显示方法，程序和存储介质		
公开(公告)号	<a href="#">JP2018110725A</a>	公开(公告)日	2018-07-19
申请号	JP2017003224	申请日	2017-01-12
[标]申请(专利权)人(译)	日本光电工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	日本光电工业株式会社		
[标]发明人	貝阿彌隆		
发明人	貝阿彌 隆		
IPC分类号	A61B5/0452 A61B5/00 A61B5/044		
FI分类号	A61B5/04.312.A A61B5/00.D A61B5/00.G A61B5/04.314.G		
F-TERM分类号	4C117/XB15 4C117/XE13 4C117/XE17 4C117/XG17 4C117/XH16 4C127/AA02 4C127/GG01 4C127/GG09 4C127/HH11 4C127/KK03		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供波形显示装置和波形显示方法，其使医护人员能够容易且高度准确地确定多个波形中的每一个是否被自动分类为适当的波形组。 解决方案：波形显示设备获取包含在心电图波形中的多个心跳波形数据，并指示心跳波形w1至w20，每个心跳波形被自动分类为波形组，并且每个心跳波形w1至w20基于包括心跳波形w1至w20的R波振幅值和S波振幅值的测量数据，心跳波形w1至w20的波值，并且，根据多个心跳波形数据和心跳波形w 1至w 20的异常值指标，在显示屏10上并排显示心跳波形w 1至w 20。 点域4

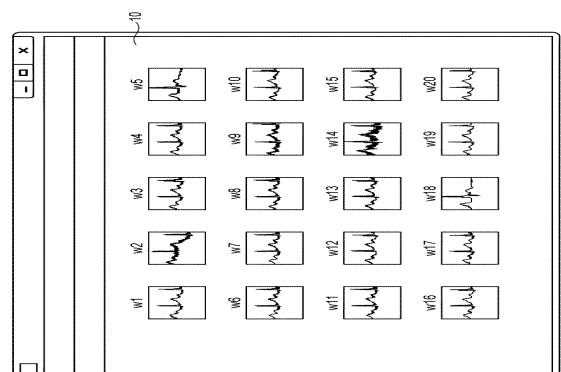


FIG 4