

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4091371号
(P4091371)

(45) 発行日 平成20年5月28日(2008.5.28)

(24) 登録日 平成20年3月7日(2008.3.7)

(51) Int.Cl.		F 1	
A 6 1 B	8/00	(2006.01)	A 6 1 B 8/00
A 6 1 B	5/0402	(2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 0 M
A 6 1 B	5/0452	(2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 2 U

請求項の数 3 (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願2002-207154 (P2002-207154)
 (22) 出願日 平成14年7月16日(2002.7.16)
 (65) 公開番号 特開2004-49294 (P2004-49294A)
 (43) 公開日 平成16年2月19日(2004.2.19)
 審査請求日 平成17年6月14日(2005.6.14)

(73) 特許権者 390029791
 アロカ株式会社
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
 (74) 代理人 100075258
 弁理士 吉田 研二
 (74) 代理人 100096976
 弁理士 石田 純
 (72) 発明者 村下 賢
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ
 カ株式会社内
 審査官 川上 則明

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検者の心電信号を処理する心電処理装置と、前記被検者に対し超音波を送受波しその受信信号を処理して画像データを形成する超音波診断装置と、を含む超音波診断システムにおいて、

前記心電処理装置は、

心電信号に基づいて前記被検者の心拍周期を計測する周期計測手段と、

前記被検者の心拍周期についてその標準値を標準心拍周期として、前記標準心拍周期に基いて、前記被検者の心拍周期の許容範囲について頻脈としての上限值と徐脈としての下限值とをそれぞれ設定する手段と、

前記心拍周期が前記許容範囲にあるか否かを判定し、前記許容範囲にないときはトリガ信号を出力するトリガ出力手段と、

を備え、

前記超音波診断装置は、

前記トリガ信号の出力により、前記画像データを格納する格納手段と、

前記格納手段に格納する制御を行う制御手段と、

を備えることを特徴とする超音波診断システム。

【請求項2】

請求項1に記載の超音波診断システムにおいて、

前記周期計測手段の出力に基づいて前記被検者の前記標準心拍周期を決定する標準周期

決定手段を備えることを特徴とする超音波診断システム。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波診断システムにおいて、

前記許容範囲の前記上限値と前記下限値は、前記標準心拍周期に所定の比率を乗じてそれぞれ定められることを特徴とする超音波診断システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は超音波診断システムに係り、特に、生体の心電信号の処理と超音波診断装置とを含む超音波診断システムに関する。

【0002】

【従来の技術】

例えば、心臓疾患を有する被検者の心臓の収縮、拡張の様子を観察するのに、超音波診断装置が用いられる。すなわち、被検者の体表面に超音波探触子を当接して心臓に向けて超音波を送信し、心臓からの受信信号を処理して画像データを形成し、心臓の断層画像を表示して、心臓の収縮、拡張の様子を観察することができる。また、心電計により被検者の心電信号を得て、その心電信号を断層画像とともに観察することもできる。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、超音波診断装置で被検者の心臓の断層画像を観察していても、心拍の異常時の断層画像を得ることは困難である。すなわち、心拍の異常、例えば瞬間的に脈が飛ぶあるいは脈が抜ける期外収縮、心拍が速くなる頻脈、遅くなる徐脈等の不整脈は、不規則に発生し、また一過性である。そのため、心拍の異常にあとで気づいても、そのときには超音波診断装置は既に次の画像を表示していて、異常状態のときの画像は失われてしまっている。仮に、画像を記憶しようとしても、心拍の異常発生の予測が困難で、無駄な画像記憶を繰り返すことになる。

【0004】

本発明は、かかる従来技術の課題を解決し、心拍の異常時の画像を確実に記録できる超音波診断システムを提供することである。

【0005】

【課題を解決するための手段】

上記の目的を達成するため、本発明に係る超音波診断システムは、被検者の心電信号を処理する心電処理装置と、前記被検者に対し超音波を送受波しその受信信号を処理して画像データを形成する超音波診断装置と、を含む超音波診断システムにおいて、前記心電処理装置は、心電信号に基づいて前記被検者の心拍周期を計測する周期計測手段と、前記被検者の心拍周期についてその標準値を標準心拍周期として、前記標準心拍周期に基づいて、前記被検者の心拍周期の許容範囲について頻脈としての上限値と徐脈としての下限値とをそれぞれ設定する手段と、前記心拍周期が前記許容範囲にあるか否かを判定し、前記許容範囲にないときはトリガ信号を出力するトリガ出力手段と、を備え、前記超音波診断装置は、前記トリガ信号の出力により、前記画像データを格納する格納手段と、前記格納手段に格納する制御を行う制御手段と、を備えることを特徴とする。

【0006】

この構成により、心拍周期が許容範囲を超えて頻脈、徐脈あるいは期外収縮等の異常のときにはトリガ信号が出力され、そのトリガ信号によって画像データを記憶し、心拍の異常時の画像を確実に記録することができる。

【0007】

また、本発明に係る超音波診断システムにおいては、前記周期計測手段の出力に基づいて前記被検者の前記標準心拍周期を決定する標準周期決定手段を備えることを特徴とする。この構成により、被検者自身の心拍周期に基づいてトリガ信号の出力を規定する許容範囲を定めることができ、個人差等に適応的に対応できる。また、前記許容範囲の前記上限

10

20

30

40

50

値と前記下限値は、前記標準心拍周期に所定の比率を乗じてそれぞれ定められることが好ましい。

【0008】

【発明の実施の形態】

以下に図面を用いて本発明に係る実施の形態につき詳細に説明する。図1は、超音波診断システム10のブロック図である。超音波診断システム10は、被検者の心電信号を処理する心電処理装置12と、超音波診断装置14を含む。

【0009】

心電処理装置12において、クロック発生器20は、基準クロックを発生し、カウンタ24に入力する回路である。心電計22は、被検者に例えば3個の電極を取り付けて被検者の心臓の状態を検出し心電信号を出力する機器で、ここでは心電信号のうちR波信号を出力し、カウンタ24、第1ラッチ26および後述の超音波診断装置14に出力する。もちろんR波信号以外のQ波、S波等を出力してもよい。

10

【0010】

カウンタ24と第1ラッチ26とは、被検者の心拍周期を計測する周期計測手段としての機能を有する。カウンタ24は、被検者のR波信号62をリセット信号として基準クロック60を計数し、第1ラッチ26に出力するカウンタである。第1ラッチ26は、カウンタ24の出力値をR波信号62によりラッチする回路である。したがって、R波信号が入力されてから次のR波信号まで基準クロックのカウント値をラッチでき、そのカウント値を被検者の心拍周期64として用いる。心拍周期64は、第2ラッチ30と、コンパレータ部34に入力される。

20

【0011】

第2ラッチ30は、被検者の標準心拍周期を決定する機能を有するラッチ回路で、入力された心拍周期64を、被検者が標準状態であることを示す標準状態信号66によりラッチし、その結果を標準心拍周期67としてレート演算部32に出力する回路である。

【0012】

標準状態信号66は、被検者の心拍周期が安定している場合にその心拍周期の値をラッチさせる制御信号で、例えば図示されていない心電計の心電波形の観察により心拍周期が安定している場合に手動あるいは自動的に第2ラッチ30に入力することができる。あるいは心拍周期の平均値を算出する手段を設け、その平均値の推移が一定の範囲に収まっている場合に信号を出力し、これを標準状態信号66として用いることもできる。また、標準状態信号66は、後述の超音波診断装置14に、標準状態トリガ発生器37を介して標準状態トリガ信号75として出力される。

30

【0013】

レート演算部32は、入力された標準心拍周期67に所定の比率すなわちレートを乗算する回路で、複数の乗算器32a、32b等から構成される。各乗算器32a、32b等には、レート設定部33からそれぞれ対応するレートa(信号線68a)、レートb(信号線68b)等が入力され、標準心拍周期67との間でそれぞれ乗算が実行される。乗算の結果は各レート乗算値70a、70b等としてコンパレータ部34に出力され、被検者の心拍周期が許容範囲にあるか否かの判定のための比較値として用いられる。

40

【0014】

レート設定部33は、各レートa、レートb等を設定して記憶する回路で、例えばレジスタで構成できる。各レートa、レートb等は、標準状態を1として、標準状態からの乖離度を比率で示す値で、例えば、0.2、0.4、0.6、0.8、1.0、1.2、1.4の7段階のレートとすることができる。レートが1のときが標準心拍周期に対応し、1未満のレートは徐脈の程度を示し、1を超えるレートは頻脈の程度を示す。

【0015】

コンパレータ部34は、入力された各レート乗算値70a、70b等と、時々刻々の被検者の心拍周期64とを比較する回路で、複数のコンパレータ34a、34b等から構成される。各コンパレータ34a、34b等には、それぞれ対応する各レート乗算値70a、

50

70b等が入力され、心拍周期64との間で大小の比較が行われる。大小の比較の結果は、1組の信号S11, S12等を用いて各コンパレータ34a, 34b等からレベル判定部36に出力される。例えば、コンパレータ34aにおいては、心拍周期64とレート乗算値70aとが比較され、前者が後者以上のときに信号S11を「H」とし、前者が後者以下のときに信号S12を「H」とすることで、心拍周期64とレート乗算値70aとの間の大小を表すことができる。

【0016】

レベル判定部36は、被検者の心拍周期が許容範囲にないときトリガ信号を出力するトリガ出力手段としての機能を有する回路である。すなわち、各コンパレータ34a, 34b等からそれぞれ入力された信号S11, S12, S21, S22等を用いて、心拍周期64が標準心拍周期に対してどの状態にあるかを判定し、心拍周期64の状態を許容範囲と比較し、許容範囲にないときは異常状態トリガ信号74を後述の超音波診断装置14に出力する。

10

【0017】

許容範囲は、下限のレートと上限のレートとを、許容範囲設定信号73により選択して設定することができる。例えば、上記の各レートの場合で、下限のレートを0.8、上限のレートを1.2と選択して、0.8から1.2の範囲を許容範囲とし、その範囲を超える頻脈と、その範囲未満の徐脈を許容範囲外とすることができる。この場合、標準心拍周期67が1秒とすれば、心拍周期64が0.8秒から1.2秒の範囲が許容範囲となり、標準心拍周期67が0.8秒とすれば、心拍周期64が0.64秒から0.96秒の範囲が許容範囲となる。

20

【0018】

超音波診断装置14は、一般に用いられる超音波診断装置より小型でポータブルな装置である。例えばモニタ等は一般の超音波診断装置に用いられるものより小型でよく、機能もBモードを中心にして限定した機能でよい。もちろん据付型の一般的な超音波診断装置を用いることもできる。

【0019】

超音波診断装置14において、超音波探触子40は、被検者の体表面に固定して取り付けられ、内部に複数の振動素子からなるアレイ振動子を備えるプローブである。

【0020】

送受信回路42は、アレイ振動子を構成する複数の振動素子に送信信号を供給する送信ビームフォーマとしての機能と、アレイ振動子を構成する複数の振動素子からの複数のエコー信号の位相差を調整して受信信号として出力する受信ビームフォーマとしての機能を有する回路である。

30

【0021】

デジタルスキャンコンバータ(DSC)44は、受信信号を信号処理し、画像処理して画像データ、例えば被検者の心臓の断層画像データを形成する回路である。また、デジタルスキャンコンバータ44には、心電計22からR波信号80が入力されるので、心電信号波形を画像データ化し、断層画像データと合成することもできる。このことで、断層画像データと心電波形データとの対応を容易に行うことができる。形成された画像データは、小型のモニタ46に出力して表示することができる。

40

【0022】

ハードディスク48は、形成された画像データを、制御部50の制御の下で格納する記憶装置である。ハードディスク以外的高速大容量メモリ、例えば半導体メモリ等を用いてもよい。格納された画像データは、送信部52を介して、例えばネットワークにより他の表示装置、診断装置等に伝送することができる。

【0023】

制御部50は、超音波診断装置14の各構成要素を制御する機能を有し、特に、前述の心電処理装置12から異常状態トリガ信号74が入力されたときは、対応する画像データをハードディスク48に格納する制御を行う機能を有する。この場合、リングバッファを用

50

いて、異常状態トリガ信号 7 4 が入力される過去の一定時間、例えば異常状態トリガ信号 7 4 の入力される数秒前からの画像データもあわせてハードディスク 4 8 に格納することもできる。

【 0 0 2 4 】

また、標準状態トリガ発生器 3 7 から標準状態トリガ信号 7 5 が入力されたときも、対応する画像データ、すなわち心拍周期の標準状態における断層画像データ等をハードディスク 4 8 に格納する制御を行うこともできる。このことで、心拍周期の異常時の断層画像等を標準状態の断層画像と比較を容易に行うことができる。

【 0 0 2 5 】

図 1 の構成の超音波診断システムの動作を説明する。被検者の体表面には超音波探触子 4 0 が取り付けられ、また、心電計 2 2 の電極が取り付けられる。超音波探触子 4 0 を用いて被検者の心臓に対し超音波が送受信され、その受信信号がデジタルスキャンコンバータ 4 4 等により処理されて例えば断層画像データが形成される。一方、心電計からは被検者の R 波信号 8 0 が出力され、これを用いて断層画像データに心電波形データを付加することもできる。また、R 波信号 6 2 を用いて、カウンタ 2 4 および第 1 ラッチ 2 6 により、継続的に被検者の心拍周期 6 4 が計測され、レベル判定部 3 6 において、心拍周期 6 4 が許容範囲にあるか否か判定される。心拍周期 6 4 が許容範囲にないときは、異常状態トリガ信号 7 4 が超音波診断装置 1 4 の制御部 5 0 に出力され、制御部 5 0 は、ハードディスク 4 8 に断層画像データ等を格納する。このようにして、心拍周期 6 4 が許容範囲にないときは、対応する画像データ等がハードディスク 4 8 に格納される制御が行われるので、心拍の異常時の画像を確実に記憶することができる。

【 0 0 2 6 】

【 発明の効果 】

本発明に係る超音波診断システムによれば、心拍の異常時の画像を確実に記録することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明に係る実施の形態における超音波診断システムのブロック図である。

【 符号の説明 】

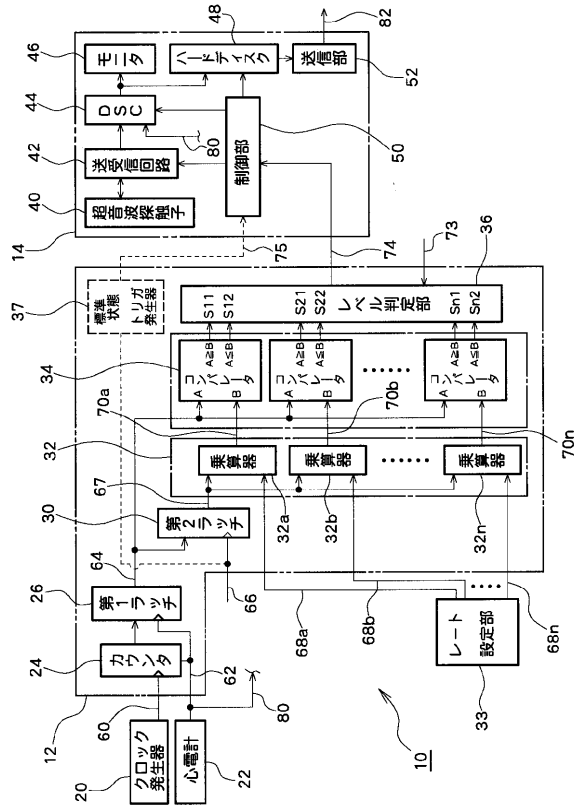
1 0 超音波診断システム、1 2 心電処理装置、1 4 超音波診断装置、2 4 カウンタ（周期計測手段）、2 6 第 1 ラッチ（周期計測手段）、3 0 第 2 ラッチ（標準心拍周期決定手段）、3 2 レート演算部、3 3 レート設定部、3 6 レベル判定部、4 0 超音波探触子、4 2 送受信回路、4 4 デジタルスキャンコンバータ、4 8 ハードディスク（格納手段）、5 0 制御部、6 2 , 8 0 R 波信号（心電信号）、6 4 心拍周期、6 7 標準心拍周期、6 8 a , 6 8 b 各レート（比率）、7 4 異常状態トリガ信号。

10

20

30

【図1】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平05 - 184578 (JP, A)
特開平08 - 103445 (JP, A)
特開平09 - 075340 (JP, A)
特開平06 - 269455 (JP, A)
特開平09 - 173306 (JP, A)
特開昭58 - 206728 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断系统		
公开(公告)号	JP4091371B2	公开(公告)日	2008-05-28
申请号	JP2002207154	申请日	2002-07-16
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	村下 賢		
发明人	村下 賢		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/0402 A61B5/0452		
FI分类号	A61B8/00 A61B5/04.310.M A61B5/04.312.U		
F-TERM分类号	4C027/AA02 4C027/BB05 4C027/GG05 4C127/AA02 4C127/BB05 4C127/GG05 4C301/CC01 4C301/DD07 4C301/DD10 4C301/EE11 4C301/FF28 4C301/JC16 4C301/KK27 4C301/KK31 4C301/LL13 4C301/LL17 4C601/DD07 4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/KK31 4C601/KK33 4C601/LL09 4C601/LL11 4C601/LL17 4C601/LL31 4C601/LL32		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2004049294A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：当超声波系统中的心跳异常时，确实记录心跳图像。解决方案：超声波探头40抵靠受检者的体表，并且心电图仪22的电极连接到其上。通过使用超声波探头40将超声波发送到受检者的心脏并从受检者的心脏接收，并且通过数字扫描转换器44等处理接收信号，并且例如在监视器46上形成并显示图像数据。作为断层照片。计数器24和第一门控26连续测量受检者的心跳周期64。级别确定部分36将心跳周期64与允许范围进行比较。如果心跳周期64不在该范围内，则电平确定部分将异常触发信号74输出到控制部分50。当接收到异常状态触发信号74时，控制部分50执行控制以将相应的图像数据存储到控制部分50中。硬盘48。

