



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111374707 A

(43)申请公布日 2020.07.07

(21)申请号 201811639695.2

(22)申请日 2018.12.29

(71)申请人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南12路迈瑞大厦

(72)发明人 沈莹莹 杜宜纲 王凯 周文兵

(74)专利代理机构 北京派特恩知识产权代理有限公司 11270

代理人 王姗姗 张颖玲

(51)Int.Cl.

A61B 8/02(2006.01)

A61B 8/06(2006.01)

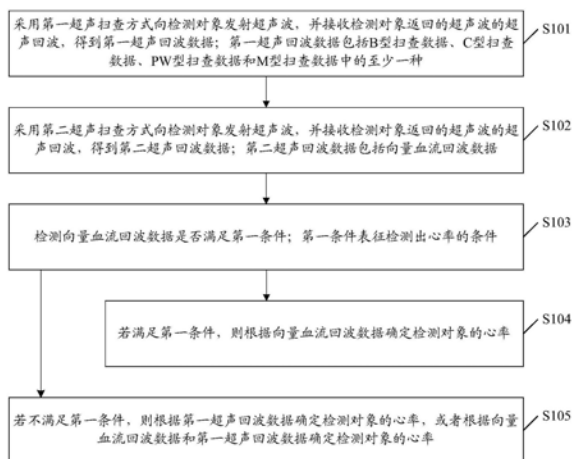
权利要求书4页 说明书13页 附图3页

(54)发明名称

一种心率检测方法及超声成像装置

(57)摘要

本发明实施例公开了一种心率检测方法及超声成像装置,包括:用第一超声扫查方式向检测对象发射超声波,接收检测对象返回的超声波的超声回波,得到第一超声回波数据;第一超声回波数据包括B型扫查数据、C型扫查数据、PW型扫查数据和M型扫查数据中的至少一种;用第二超声扫查方式向检测对象发射超声波,接收检测对象返回的超声波的超声回波,得到第二超声回波数据;第二超声回波数据包括向量血流回波数据;检测向量血流回波数据是否满足第一条件;满足第一条件,根据向量血流回波数据确定检测对象的心率;不满足第一条件,由第一超声回波数据确定检测对象的心率,或由向量血流回波数据和第一超声回波数据确定检测对象的心率。



1. 一种心率检测方法,其特征在于,包括:

采用第一超声扫查方式向检测对象发射超声波,并接收所述检测对象返回的所述超声波的超声回波,得到第一超声回波数据;所述第一超声回波数据包括B型扫查数据、C型扫查数据、PW型扫查数据和M型扫查数据中的至少一种;

采用第二超声扫查方式向所述检测对象发射超声波,并接收所述检测对象返回的所述超声波的超声回波,得到第二超声回波数据;所述第二超声回波数据包括向量血流回波数据;

检测所述向量血流回波数据是否满足第一条件;所述第一条件表征检测出心率的条件;

若满足所述第一条件,则根据所述向量血流回波数据确定所述检测对象的心率;

若不满足所述第一条件,则根据所述第一超声回波数据确定所述检测对象的心率,或者根据所述向量血流回波数据和所述第一超声回波数据确定所述检测对象的心率。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述采用第一超声扫查方式向检测对象发射超声波,并接收所述检测对象返回的所述超声波的超声回波,得到第一超声回波数据,包括:

在一次超声检查中,采用所述第一超声扫查方式对所述检测对象发射所述超声波,接收所述检测对象返回的所述超声波的超声回波,得到第一时段的超声回波数据;

确定所述检测对象的感兴趣区域;

采用所述第一超声扫查方式,对所述检测对象的所述感兴趣区域继续发射所述超声波,接收所述检测对象的感兴趣区域返回的所述超声波的超声回波,得到第二时段的超声回波数据;所述第一超声回波数据包括所述第一时段的超声回波数据和所述第二时段的超声回波数据。

3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述采用第二超声扫查方式向所述检测对象发射超声波,并接收所述检测对象返回的所述超声波的超声回波,得到第二超声回波数据,包括:

将所述第一超声扫查方式切换为向量血流扫查方式,保持对所述感兴趣区域继续发射所述超声波,接收所述感兴趣区域返回的所述超声波的超声回波,得到所述第二超声回波数据。

4. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述检测所述向量血流回波数据是否满足第一条件,包括:

检测所述向量血流回波数据中是否存在相邻峰值数据;

若存在所述相邻峰值数据,则表征所述向量血流回波数据满足所述第一条件;

若不存在所述相邻峰值数据,则表征所述向量血流回波数据不满足所述第一条件。

5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述根据所述向量血流回波数据确定所述检测对象的心率,包括:

根据所述向量血流回波数据中的所述相邻峰值数据之间的两个时刻,确定所述检测对象的心率。

6. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述检测所述向量血流回波数据是否满足第一条件,包括:

获取所述向量血流回波数据中每两个时刻对应的数据之间的多个相似度；

若所述多个相似度中存在满足预设相似度阈值的目标相似度，则表征所述向量血流回波数据满足所述第一条件；

若所述多个相似度中不存在满足预设相似度阈值的目标相似度，则表征所述向量血流回波数据不满足所述第一条件。

7. 根据权利要求6所述的方法，其特征在于，所述根据所述向量血流回波数据确定所述检测对象的心率，包括：

根据所述向量血流回波数据中的所述目标相似度对应的两个时刻，确定所述检测对象的心率。

8. 根据权利要求2所述的方法，其特征在于，所述根据所述第一超声回波数据确定所述检测对象的心率，包括：

检测所述第二时段的超声回波数据是否满足第二条件；

若满足所述第二条件，则根据所述第二时段的超声回波数据，确定所述检测对象的心率；

若不满足所述第二条件，则采用所述第一时段的超声回波数据，确定所述检测对象的心率。

9. 根据权利要求1所述的方法，其特征在于，所述方法还包括：

从心电监测设备中获取心电图像数据；

根据所述心电图像数据，确定所述检测对象的心率；

采用第一方式显示所述检测对象的心率。

10. 根据权利要求1所述的方法，其特征在于，所述方法还包括：

将所述第一超声回波数据和所述第二超声回波数据按照预设采样率和预设数值标尺进行预处理；

显示预处理后所述第一超声回波数据和所述第二超声回波数据随时间变化的数据曲线。

11. 根据权利要求1-10任一项所述的方法，其特征在于，所述方法还包括：

根据所述向量血流回波数据确定的所述检测对象的心率采用第二方式显示；

根据所述第一超声回波数据确定的所述检测对象的心率采用第三方式显示；

根据所述向量血流回波数据和所述第一超声回波数据确定的所述检测对象的心率采用第四方式显示。

12. 根据权利要求1所述的方法，其特征在于，

所述第二超声回波数据还包括：B型扫查数据、C型扫查数据、PW型扫查数据和M型扫查数据中的至少一种。

13. 根据权利要求1所述的方法，其特征在于，所述根据所述向量血流回波数据确定所述检测对象的心率之后，所述方法还包括：

根据所述向量血流回波数据生成向量血流图像；

显示所述向量血流图像。

14. 根据权利要求1所述的方法，其特征在于，所述方法还包括：

若无法确定出所述检测对象的心率，则提示心率计算失败。

15. 一种超声成像装置,其特征在于,包括:

探头;

发射电路,用于激励所述探头向检测对象发射超声波;

发射/接收选择开关;

接收电路,用于通过所述探头接收从所述检测对象返回的超声回波,从而获得超声回波信号/数据;

波束合成电路,用于对所述超声回波信号/数据进行波束合成处理,

获得波束合成后的超声回波信号/数据;

处理器,用于采用第一超声扫查方式向检测对象发射超声波,并接收所述检测对象返回的所述超声波的超声回波,得到第一超声回波数据;所述第一超声回波数据包括B型扫查数据、C型扫查数据、PW型扫查数据和M型扫查数据中的至少一种;采用第二超声扫查方式向所述检测对象发射超声波,并接收所述检测对象返回的所述超声波的超声回波,得到第二超声回波数据;所述第二超声回波数据包括向量血流回波数据;检测所述向量血流回波数据是否满足第一条件;所述第一条件表征检测出心率的条件;若满足所述第一条件,则根据所述向量血流回波数据确定所述检测对象的心率;若不满足所述第一条件,则根据所述第一超声回波数据确定所述检测对象的心率,或者根据所述向量血流回波数据和所述第一超声回波数据确定所述检测对象的心率。

16. 根据权利要求15所述的装置,其特征在于,

所述处理器,具体用于在一次超声检查中,采用所述第一超声扫查方式对所述检测对象发射所述超声波,接收所述检测对象返回的所述超声波的超声回波,得到第一时段的超声回波数据;确定所述检测对象的感兴趣区域;采用所述第一超声扫查方式,对所述检测对象的所述感兴趣区域继续发射所述超声波,接收所述检测对象的感兴趣区域返回的所述超声波的超声回波,得到第二时段的超声回波数据;所述第一超声回波数据包括所述第一时段的超声回波数据和所述第二时段的超声回波数据。

17. 根据权利要求16所述的装置,其特征在于,

所述处理器,还具体用于将所述第一超声扫查方式切换为向量血流扫查方式,保持对所述感兴趣区域继续发射所述超声波,接收所述感兴趣区域返回的所述超声波的超声回波,得到所述第二超声回波数据。

18. 根据权利要求15所述的装置,其特征在于,

所述处理器,具体用于检测所述向量血流回波数据中是否存在相邻峰值数据;若存在所述相邻峰值数据,则表征所述向量血流回波数据满足所述第一条件;若不存在所述相邻峰值数据,则表征所述向量血流回波数据不满足所述第一条件。

19. 根据权利要求18所述的装置,其特征在于,

所述处理器,还具体用于根据所述向量血流回波数据中的所述相邻峰值数据之间的两个时刻,确定所述检测对象的心率。

20. 根据权利要求15所述的装置,其特征在于,

所述处理器,具体用于获取所述向量血流回波数据中每两个时刻对应的数据之间的多个相似度;若所述多个相似度中存在满足预设相似度阈值的目标相似度,则表征所述向量血流回波数据满足所述第一条件;若所述多个相似度中不存在满足预设相似度阈值的目标

相似度,则表征所述向量血流回波数据不满足所述第一条件。

21. 根据权利要求20所述的装置,其特征在于,

所述处理器,还具体用于根据所述向量血流回波数据中的所述目标相似度对应的两个时刻,确定所述检测对象的心率。

22. 根据权利要求16所述的装置,其特征在于,

所述处理器,还具体用于检测所述第二时段的超声回波数据是否满足第二条件;若满足所述第二条件,则根据所述第二时段的超声回波数据,确定所述检测对象的心率;若不满足所述第二条件,则采用所述第一时段的超声回波数据,确定所述检测对象的心率。

23. 根据权利要求15所述的装置,其特征在于,

所述处理器,还用于从心电监测设备中获取心电图数据;根据所述心电图数据,确定所述检测对象的心率;采用第一方式显示所述检测对象的心率。

24. 根据权利要求15所述的装置,其特征在于,所述超声成像装置包括:显示器;

所述处理器,还用于将所述第一超声回波数据和所述第二超声回波数据按照预设采样率和预设数值标尺进行预处理;

所述显示器,用于显示预处理后所述第一超声回波数据和所述第二超声回波数据随时间变化的数据曲线。

25. 根据权利要求15至24任一项所述的装置,其特征在于,所述超声成像装置包括:显示器;

所述显示器,用于根据所述向量血流回波数据确定的所述检测对象的心率采用第二方式显示;根据所述第一超声回波数据确定的所述检测对象的心率采用第三方式显示;根据所述向量血流回波数据和所述第一超声回波数据确定的所述检测对象的心率采用第四方式显示。

26. 根据权利要求15所述的装置,其特征在于,

所述第二超声回波数据还包括:B型扫查数据、C型扫查数据、PW型扫查数据和M型扫查数据中的至少一种。

27. 根据权利要求15所述的装置,其特征在于,所述超声成像装置包括:显示器;

所述处理器,还用于所述根据所述向量血流回波数据确定所述检测对象的心率之后,根据所述向量血流回波数据生成向量血流图像;

所述显示器,用于显示所述向量血流图像。

28. 根据权利要求15所述的装置,其特征在于,

所述处理器,还用于若无法确定出所述检测对象的心率,则提示心率计算失败。

29. 一种计算机可读存储介质,其特征在于,所述计算机可读存储介质存储有心率检测程序,所述心率检测程序可以被处理器执行,以实现权利要求1-14任一项所述的心率检测方法。

一种心率检测方法及超声成像装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波技术领域,尤其涉及一种心率检测方法及超声成像装置。

背景技术

[0002] 心率在医学诊断中具有不可或缺的地位,因此,心率的检测也成为医疗诊断的重要一种环节。

[0003] 目前,常用的心率的检测是根据心脏处采集到的心跳参数确定的,例如,采用心电图检测设备采集心脏在一段时间内的心跳参数,基于这些心跳参数来确定心率。或者,采用向量血流技术采集向量血流回波数据,从所述向量血流回波数据中确定出心率。

[0004] 然而,上述心跳参数的采集需要在一段长时间内进行获取,心率检测的时间比较费时;而向量血流技术由于需要充分考虑时间分辨率,导致采集向量血流回波数据的时长可能短至1.5s以内,因此,在如此短的时间内可能出现确定不出心率的现象。

发明内容

[0005] 为解决上述技术问题,本发明实施例期望提供一种心率检测方法及超声成像装置,能够节省心率检测的时间,提高心率检测的准确性。

[0006] 本发明的技术方案是这样实现的:

[0007] 本发明实施例提供了一种心率检测方法,包括:

[0008] 采用第一超声扫查方式向检测对象发射超声波,并接收该检测对象返回的该超声波的超声回波,得到第一超声回波数据;该第一超声回波数据包括B型扫查数据、C型扫查数据、PW型扫查数据和M型扫查数据中的至少一种;

[0009] 采用第二超声扫查方式向该检测对象发射超声波,并接收该检测对象返回的该超声波的超声回波,得到第二超声回波数据;该第二超声回波数据包括向量血流回波数据;

[0010] 检测该向量血流回波数据是否满足第一条件;该第一条件表征检测出心率的条件;

[0011] 若满足该第一条件,则根据该向量血流回波数据确定该检测对象的心率;

[0012] 若不满足该第一条件,则根据该第一超声回波数据确定该检测对象的心率,或者根据该向量血流回波数据和该第一超声回波数据确定该检测对象的心率。

[0013] 本发明实施例提供了一种超声成像装置,包括:

[0014] 探头;

[0015] 发射电路,用于激励该探头向检测对象发射超声波;

[0016] 发射/接收选择开关;

[0017] 接收电路,用于通过该探头接收从该检测对象返回的超声回波,从而获得超声回波信号/数据;

[0018] 波束合成电路,用于对该超声回波信号/数据进行波束合成处理,获得波束合成后的超声回波信号/数据;

[0019] 处理器,用于采用第一超声扫查方式向检测对象发射超声波,并接收该检测对象返回的该超声波的超声回波,得到第一超声回波数据;该第一超声回波数据包括B型扫查数据、C型扫查数据、PW型扫查数据和M型扫查数据中的至少一种;采用第二超声扫查方式向该检测对象发射超声波,并接收该检测对象返回的该超声波的超声回波,得到第二超声回波数据;该第二超声回波数据包括向量血流回波数据;检测该向量血流回波数据是否满足第一条件;该第一条件表征检测出心率的条件;若满足该第一条件,则根据该向量血流回波数据确定该检测对象的心率;若不满足该第一条件,则根据该第一超声回波数据确定该检测对象的心率,或者根据该向量血流回波数据和该第一超声回波数据确定该检测对象的心率。

[0020] 本发明实施例提供了一种计算机可读存储介质,该计算机可读存储介质存储有心率检测程序,该心率检测程序可以被处理器执行,以实现上述的心率检测方法。

[0021] 本发明实施例提供了一种心率检测方法及超声成像装置,在一次超声检查中,采用常规超声扫查方式和向量血流扫查方式进行超声扫描工作,分别获得常规超声回波数据和向量血流回波数据。在满足第一条件时,基于向量血流回波数据可以确定检测对象的心率;在不满足第一条件时(即基于向量血流回波数据确定不出心率时),又可以采用第一超声回波数据确定检测对象的心率,或者结合向量血流回波数据和第一超声回波数据确定检测对象的心率来确定检测对象的心率,保证了一次超声检查中,检测到检测对象的心率的成功率,能够节省心率检测的时间,从而提高心率检测的准确性。

附图说明

[0022] 图1为本发明实施例提供的一种超声成像装置的结构示意图;

[0023] 图2为本发明实施例提供的一种心率检测方法的流程图;

[0024] 图3为本发明实施例提供的示例性的超声成像装置的扫查方式示意图;

[0025] 图4为本发明实施例提供的示例性的数据曲线示意图一;

[0026] 图5为本发明实施例提供的示例性的数据曲线示意图二;

[0027] 图6为本发明实施例提供的示例性的心率检测方法的框图。

具体实施方式

[0028] 为了能够更加详尽地了解本发明实施例的特点与技术内容,下面结合附图对本发明实施例的实现进行详细阐述,所附附图仅供参考说明之用,并非用来限定本发明实施例。

[0029] 图1为本发明实施例中的超声成像装置的结构框图示意图。超声成像装置10可以包括探头100、发射电路101、发射/接收选择开关102、接收电路103、波束合成电路104、处理器105和显示器106。发射电路101可以激励探头100向检测对象发射超声波;接收电路103可以通过探头100接收从检测对象返回的超声回波,从而获得超声回波信号/数据;该超声回波信号/数据经过波束合成电路104进行波束合成处理后,送入处理器105。处理器105对该超声回波信号/数据进行处理,以获得检测对象的超声图像。处理器105获得的超声图像可以存储于存储器107中。这些超声图像可以在显示器106上显示。

[0030] 本发明的一个实施例中,前述的超声成像装置10的显示器106可为触摸显示屏、液晶显示屏等,也可以是独立于超声成像装置10之外的液晶显示器、电视机等独立显示设备,

也可为手机、平板电脑等电子设备上的显示屏,等等。

[0031] 在实际应用中,处理器105可以为特定用途集成电路(Application Specific Integrated Circuit,ASIC)、数字信号处理器(Digital Signal Processor,DSP)、数字信号处理装置(Digital Signal Processing Device,DSPD)、可编程逻辑装置(Programmable Logic Device,PLD)、现场可编程门阵列(Field Programmable Gate Array,FPGA)、中央处理器(Central Processing Unit,CPU)、控制器、微控制器、微处理器中的至少一种,从而使该处理器105可以执行本发明的各个实施例中的心率检测方法的相应步骤。

[0032] 本发明实施例中,前述的超声成像装置10的存储器107可为闪存卡、固态存储器、硬盘等。

[0033] 存储器107可以是易失性存储器(volatile memory),例如随机存取存储器(Random Access Memory,RAM);或者非易失性存储器(non-volatile memory),例如只读存储器(Read Only Memory,ROM),快闪存储器(flash memory),硬盘(Hard Disk Drive,HDD)或固态硬盘(Solid-State Drive,SSD);或者以上种类的存储器的组合,并向处理器提供指令和数据。

[0034] 以下基于上述超声成像装置10,对本发明的技术方案进行详细说明。

[0035] 本发明实施例提供了一种心率检测方法,如图2所示,该方法可以包括:

[0036] S101、采用第一超声扫查方式向检测对象发射超声波,并接收检测对象返回的超声波的超声回波,得到第一超声回波数据;第一超声回波数据包括B型扫查数据、C型扫查数据、PW型扫查数据和M型扫查数据中的至少一种。

[0037] S102、采用第二超声扫查方式向检测对象发射超声波,并接收检测对象返回的超声波的超声回波,得到第二超声回波数据;第二超声回波数据包括向量血流回波数据。

[0038] 本发明实施例提供的一种心率检测方法可以适用于采用超声波对检测对象进行心率检测的过程中。

[0039] 在本发明实施例中,超声成像装置可以为具有超声波探头,可进行超声成像的设备,具体的本发明实施例不作限制。

[0040] 需要说明的是,采用超声波进行心率检测的过程中,超声成像装置是采用超声波的探头进行波束扫描来实现的,用户手持涂抹耦合剂的探头与人体接触,不同的扫查角度将在心率检测中得到不同解剖切面的图像信息。常规的扫查方式有B型扫查方式,为人体内部结构的二维B图像;彩色多普勒(Color),即C型扫查方式,为人体内血流运动状态的二维图像,流动速度为红细胞速度在超声波束方向的投影分量;脉冲多普勒(PW)扫查方式,即PW型扫查,对人体内血流进行较长时间单点扫查,以频谱方式描绘速度的变化,其速度为红细胞速度在超声波方向的投影分量;M型扫查方式,以及向量血流扫查方式。向量血流扫查方式是以向量运动的方式展现人体内血流运动信息,获得的是红细胞实际运动速度(含大小和方向),并将运动变化路径绘制出来的一种新型的超声工作方式,高时间分辨率的向量血流运动,以超高的采样率采集向量血流回波数据,从而获得红细胞运动的瞬间变化过程。

[0041] 在本发明实施例中,超声成像装置在利用超声波进行心率检测的过程中,在不同时间段,采集到不同扫查方式下采集的超声回波数据。也就是说,在一次超声波检查中,超声成像装置采用第一超声扫查方式向检测对象发射超声波,并接收检测对象返回的超声波的超声回波,得到第一超声回波数据。

[0042] 其中,第一超声回波扫查方式可以包括:B型扫查方式、C型扫查方式、PW型扫查方式和M型扫查方式中的至少一种,这样,超声成像装置采用第一超声扫查方式向检测对象发射超声波,并接收检测对象返回的超声波的超声回波,得到了包括B型扫查数据、C型扫查数据、PW型扫查数据和M型扫查数据中的至少一种的第一超声回波数据。

[0043] 在本发明的一些实施例中,超声成像装置在一次超声检查中,采用第一超声扫查方式对检测对象发射超声波,接收检测对象返回的超声波的超声回波,得到第一时段的超声回波数据;确定检测对象的感兴趣区域;采用第一超声扫查方式,对检测对象的感兴趣区域继续发射超声波,接收检测对象的感兴趣区域返回的超声波的超声回波,得到第二时段的超声回波数据;第一超声回波数据包括第一时段的超声回波数据和第二时段的超声回波数据。

[0044] 在本发明实施例中,超声成像装置在初始检测时间段内可以采用B型扫查方式、C型扫查方式、PW型扫查方式和M型扫查方式中的至少一种,得到第一超声回波数据,查找进行心率检测的检测对象的关键解剖结构,即感兴趣区域,然后,针对感兴趣区域进行向量血流扫查(第二超声扫查方式,例如向量血流扫查方式)前的准备环节的扫查阶段,为确保后续采集的向量血流回波数据的可靠性,此环节中采用探头扫查到感兴趣区域的切面、并保持探头位置,切换扫超方式,采用第二超声扫查方式进行超声波扫查,采集第二超声回波数据。

[0045] 需要说明的是,在本发明实施例中,第二超声扫查方式可以为可以扫查出向量血流数据的任意一种扫查方式,本发明实施例不作限制。

[0046] 需要说明的是,超声成像装置在采集第二超声回波数据的时候,也可以分为两个阶段,一个是数据采集,一个是数据处理阶段,数据采集环节采集向量血流回波数据(含B和向量血流数据)、耗时较短;数据处理为向量血流数据的处理、耗时相对较长。

[0047] 本发明实施例中的感兴趣区域表征是可以检测出心率的检测对象(例如,人体)中的关键解剖结构,例如,心脏等。

[0048] 在本发明的一些实施例中,超声成像装置在采用第二超声扫查方式向检测对象发射超声波,并接收检测对象返回的超声波的超声回波,得到第二超声回波数据(即第三时段的超声回波数据)的实现过程为:超声成像装置将第一超声扫查方式切换为向量血流扫查方式,保持对感兴趣区域继续发射超声波,接收感兴趣区域返回的超声波的超声回波,得到第二超声回波数据。

[0049] 也就是说,超声成像装置在采集到第一超声回波数据之后,切换扫查方式,继续采用第二超声扫查方式向检测对象发射超声波,并接收检测对象返回的超声波的超声回波,得到第二超声回波数据;第二超声回波数据包括向量血流回波数据。

[0050] 需要说明的是,超声成像装置在采集第二时段的超声回波数据到采集第三时段的超声回波数据的过程中,采用探头进行扫查的方式是连贯的、且探头获得的切面信息具有最佳一致性的,也就是用户采用探头的操作是连贯的,不断的。也就是说,本发明实施例中,超声成像装置在一次超声检查中可以连贯不断的进行扫查方式的自动切换。

[0051] 在本发明实施例中,第二超声回波数据包括:向量血流回波数据,还可以包括:B型扫查数据、C型扫查数据、PW型扫查数据和M型扫查数据中的至少一种。

[0052] 示例性的,如图3所示,超声成像装置在利用探头发送超声波进行人体的心率检测

的过程中,采用B型、C型扫查方式,得到B型扫查数据和C型扫查数据;采用PW型扫查方式,得到PW型扫查数据;采用向量血流扫查方式,得到第二超声回波数据。

[0053] 可以理解的是,超声成像装置可以在一次超声检查中,采用不同的扫查方式,采集到不同时间段内的超声回波数据,基于这些超声回波数据进行心率的检测,可以提高心率检测的速度,不用通过二次或多次检测来确定心率。

[0054] 在本发明的一些实施例中,超声成像装置在采集到了第一超声回波数据和第二超声回波数据之后,该超声成像装置可以将第一超声回波数据和第二超声回波数据按照预设采样率和预设数值标尺进行预处理;并显示预处理后第一超声回波数据和第二超声回波数据随时间变化的数据曲线。

[0055] 需要说明的是,在本发明实施例中,第一超声回波数据和第二超声回波数据可以采用曲线方式显示在超声成像装置中,这时,不同时段采集到的超声回波数据采用的是不同的采样率和数值标尺,进行的超声回波数据随时间变化的数据曲线的绘制。在本发明实施例中,为了便于更准确的心率的检测,采用预设采样率和预设数值标尺对第一超声回波数据和第二超声回波数据进行预处理,将第一超声回波数据的数据曲线和第二超声回波数据的数据曲线(即第三时段数据曲线)的标准统一了,这样显示出来的预处理后第一超声回波数据和第二超声回波数据随时间变化的数据曲线的规格是一致的。其中,第一超声回波数据的数据曲线中包括了第一时段的超声回波数据的第一时段数据曲线,和第二时段的超声回波数据的第二时段数据曲线。第二超声回波数据包括:数据采集阶段的数据曲线,和数据处理阶段的数据曲线。

[0056] 在本发明实施例中,从B型数据、C型数据、PW型数据或向量血流数据中计算心率的原理本质上是相同的,即从不同扫超方式得到的超声回波数据中分别都能统计出随时间变化的数据曲线,根据数据曲线进行检测对象的心率的计算。

[0057] 需要说明的是,如单个或多个区域中B型超声回波数据的灰阶随时间变化曲线,C型数据中的单个或多个区域的血流速度变化曲线,PW型数据的频谱本身即反映人体心率变化规律,向量血流型数据也能在单个或多个区域得到血流速度变化曲线,这类曲线具有相似特性。

[0058] 示例性的,图4中HR1为第一时段的超声回波数据提取的数据曲线,HR2为第二时段的超声回波数据提取的数据曲线,HR3_1和HR3_2为第三时段的超声回波数据提取的数据曲线,考虑到HR3可长可短所以分成两段绘制。即超声成像装置基于不同的采样率等采集到如图4所示的第一时段数据曲线HR1,第二时段数据曲线HR2和第三时段数据曲线HR3-1和HR3-2。图4中将不同阶段提取的数据曲线以不同的幅度或采样速度(采样率)绘制,是因为各阶段的数据因数值标尺或扫描速率差异而造成的,可在后续的处理中将采样率及数值标尺进行统一。即超声成像装置对第一超声回波数据和第二超声回波数据按照预设采样率和预设数值标尺进行预处理后,得到如图5所示的第一时段数据曲线HR1,第二时段数据曲线HR2和第三时段数据曲线HR3-1和HR3-2

[0059] 根据图4和图5可以看出,相比较于图4,图5中的数据曲线的采集标准统一,更便于进行心率的检测。

[0060] S103、检测向量血流回波数据是否满足第一条件;第一条件表征检测出心率的条件。

[0061] S104、若满足第一条件,则根据向量血流回波数据确定检测对象的心率。

[0062] 超声成像装置在获取到第一超声回波数据和第二超声回波数据之后,该超声成像装置应该采用哪种超声回波数据进行检测对象的心率的确定时,由于向量血流回波数据检测心率的准确性高,因此,超声成像装置优先采用向量血流回波数据进行心率的检测,但是,有时采集向量血流回波数据时,采集时间较短;将超声回波数据处理为向量血流回波数据的处理、耗时相对较长,这时用户对探头的操作可能已发生中断,因此,采集到了向量血流回波数据可能会因为时间较短而检测不出检测对象的心率,基于此,超声成像装置需要检测向量血流回波数据是否满足第一条件;第一条件表征检测出心率的条件;若满足第一条件,则表征通过向量血流回波数据可以准确的测量出检测对象的心率,因此,超声成像装置可以根据向量血流回波数据确定检测对象的心率。

[0063] 在本发明的一些实施例中,超声成像装置检测向量血流回波数据是否满足第一条件的方式有很多,只要超声成像装置可以根据向量血流回波数据检测出数据的周期性,就代表满足第一条件。下面主要介绍两种来实现:

[0064] (1)、超声成像装置检测向量血流回波数据中是否存在相邻峰值数据;若存在相邻峰值数据,则表征向量血流回波数据满足第一条件;若不存在相邻峰值数据,则表征向量血流回波数据不满足第一条件。

[0065] (2)、超声成像装置获取向量血流回波数据中每两个时刻对应的数据之间的多个相似度;若多个相似度中存在满足预设相似度阈值的目标相似度,则表征向量血流回波数据满足第一条件;若多个相似度中不存在满足预设相似度阈值的目标相似度,则表征向量血流回波数据不满足第一条件。

[0066] 在(1)中,超声成像装置可以基于数据曲线,检测向量血流回波数据中是否存在相邻波峰,或者相邻波谷,以判断出向量血流回波数据的采集是不是采集了至少一个周期的数据,若包含至少一个周期的数据,则满足第一条件;若不包含至少一个周期的数据,表征此次向量血流回波数据采集的较短,无法只根据向量血流回波数据进行检测对象的心率的检测。

[0067] 在(2)中,超声成像装置可以基于数据曲线,检测向量血流回波数据中每两个时刻对应的数据之间的多个相似度,以判断出向量血流回波数据的采集是不是采集了至少一个周期的数据,若包含至少一个周期的数据,则满足第一条件;若不包含至少一个周期的数据,表征此次向量血流回波数据采集的较短,无法只根据向量血流回波数据进行检测对象的心率的检测。具体的,若多个相似度中存在满足预设相似度阈值的目标相似度,则表征向量血流回波数据至少采集了一个周期的,将相似度满足预设相似度阈值的两个时刻认为是一个周期,此次的向量血流回波数据满足第一条件;若多个相似度中不存在满足预设相似度阈值的目标相似度,则表征向量血流回波数据不满足第一条件。

[0068] 在本发明实施例中,预设相似度阈值可以为95%,越高越准确,具体的预设相似度阈值的数据范围本发明实施例不做作限制。

[0069] 在本发明的一些实施例中,若满足第一条件,超声成像装置则根据向量血流回波数据确定检测对象的心率的过程为:针对(1),超声成像装置根据向量血流回波数据中的相邻峰值数据之间的两个时刻,确定检测对象的心率。针对(2),超声成像装置根据向量血流回波数据中的目标相似度对应的两个时刻,确定检测对象的心率。

[0070] 在本发明实施例中,超声成像装置根据向量血流回波数据中的相邻峰值数据之间的两个时刻,或者,向量血流回波数据中的目标相似度对应的两个时刻,确定检测对象的心率的过程中,上述两种两个时刻表征出现一次心跳的时间,那么就可以计算出1分钟内,心跳的频率了,即计算出了检测对象的心率。也就是说,本发明实施例中心率检测方法的重点是获取一次心跳时长的过程,只要获取了一次心跳的时长,就可以按照周期性心跳的规律,计算出1分钟内心跳的频率了。

[0071] 示例性的,超声成像装置可以在图4或图5的数据曲线中寻找峰值点,以相邻两点峰值距离(即时间间隔)作为计算得到的心率。此种计算方式,对HR1、HR2或HR3阶段得到的数据曲线形态无严格要求,如无需谱线完全周期重复、仅需在连续采集的数据上峰值点保持周期规律即可。

[0072] S105、若不满足第一条件,则根据第一超声回波数据确定检测对象的心率,或者根据向量血流回波数据和第一超声回波数据确定检测对象的心率。

[0073] 超声成像装置检测向量血流回波数据是否满足第一条件之后,由于超声成像装置可以检测向量血流回波数据中是否存在相邻峰值数据,判断是否满足第一条件,也可以通过获取向量血流回波数据中每两个时刻对应的数据之间的多个相似度,判断是否满足第一条件。因此,若不存在相邻峰值数据,超声成像装置则表征向量血流回波数据不满足第一条件,或者,若多个相似度中不存在满足预设相似度阈值的目标相似度,超声成像装置则表征向量血流回波数据不满足第一条件。在不满足第一条件时,超声成像装置就可以第一超声回波数据确定检测对象的心率,或者根据向量血流回波数据和第一超声回波数据确定检测对象的心率。

[0074] 在本发明的一些实施例中,超声成像装置根据第一超声回波数据确定检测对象的心率的过程为:超声成像装置检测第二时段的超声回波数据是否满足第二条件;若满足第二条件,则根据第二时段的超声回波数据,确定检测对象的心率;若不满足第二条件,则采用该第一时段的超声回波数据,确定检测对象的心率。

[0075] 在本发明实施例中,第二条件为判断第二时段的超声回波数据是都具有周期性的判断条件。

[0076] 在本发明实施例中,超声成像装置检测第二时段的超声回波数据是否满足第二条件的方式有很多,只要超声成像装置可以根据第二时段的超声回波数据检测出数据的周期性,就代表满足第二条件。下面主要介绍两种来实现:

[0077] (1)、超声成像装置检测第二时段的超声回波数据中是否存在相邻峰值数据;若存在相邻峰值数据,则表征第二时段的超声回波数据满足第二条件;若不存在相邻峰值数据,则表征第二时段的超声回波数据不满足第二条件。

[0078] (2)、超声成像装置获取第二时段的超声回波数据中每两个时刻对应的数据之间的多个相似度;若多个相似度中存在满足预设相似度阈值的目标相似度,则表征第二时段的超声回波数据满足第二条件;若多个相似度中不存在满足预设相似度阈值的目标相似度,则表征第二时段的超声回波数据不满足第二条件。

[0079] 在(1)中,超声成像装置可以基于数据曲线,检测第二时段的超声回波数据中是否存在相邻波峰,或者相邻波谷,以判断出第二时段的超声回波数据的采集是不是采集了至少一个周期的数据,若包含至少一个周期的数据,则满足第二条件;若不包含至少一个周期

的数据,表征此次第二时段的超声回波数据采集的较短,无法根据第二时段的超声回波数据进行检测对象的心率的检测。

[0080] 在(2)中,超声成像装置可以基于数据曲线,检测第二时段的超声回波数据中每两个时刻对应的数据之间的多个相似度,以判断出第二时段的超声回波数据的采集是不是采集了至少一个周期的数据,若包含至少一个周期的数据,则满足第二条件;若不包含至少一个周期的数据,表征此次第二时段的超声回波数据采集的较短,无法根据第二时段的超声回波数据进行检测对象的心率的检测。具体的,若多个相似度中存在满足预设相似度阈值的目标相似度,则表征第二时段的超声回波数据至少采集了一个周期的,将相似度满足预设相似度阈值的两个时刻认为是一个周期,此次的第二时段的超声回波数据满足第二条件;若多个相似度中不存在满足预设相似度阈值的目标相似度,则表征第二时段的超声回波数据不满足第二条件。

[0081] 在本发明实施例中,预设相似度阈值可以为95%,越高越准确,具体的预设相似度阈值的数据范围本发明实施例不做作限制。

[0082] 在本发明的一些实施例中,若满足第二条件,超声成像装置则根据第二时段的超声回波数据的心率的过程为:针对(1),超声成像装置根据第二时段的超声回波数据中的相邻峰值数据之间的两个时刻,确定检测对象的心率。针对(2),超声成像装置根据第二时段的超声回波数据中的目标相似度对应的两个时刻,确定检测对象的心率。

[0083] 在本发明实施例中,超声成像装置根据第二时段的超声回波数据中的相邻峰值数据之间的两个时刻,或者,第二时段的超声回波数据中的目标相似度对应的两个时刻,确定检测对象的心率的过程中,上述两种两个时刻表征出现一次心跳的时间,那么就可以计算出1分钟内,心跳的频率了,即计算出了检测对象的心率。也就是说,本发明实施例中心率检测方法的重点是获取一次心跳时长的过程,只要获取了一次心跳的时长,就可以按照周期性心跳的规律,计算出1分钟内心跳的频率了。

[0084] 示例性的,超声成像装置在使用图4或图5数据计算心率时,优先使用HR3的数据曲线,当数据曲线过短或状态不理想时判断标准(如仅有HR3_1无HR3_2,或数据毛刺太多周期不规律)(即不满足第一条条件时),超声成像装置将HR2连同HR3_1一齐考虑计算心率(因两者在实际中是连续未间断的),或者单独使用HR2的数据计算心率。若上述情况均无法计算得到可靠心率,再考虑从HR1中得到心率。需要说明的是,在HR1、HR2、HR3各环节中使用相关性寻找周期规律。此种计算方式对数据曲线形态的周期要求较高,常在同一个环节的数据上具有较高的可靠性。

[0085] 需要说明的是,在本发明实施例中,超声成像装置在通过第一超声回波数据确定的检测对象的心率的时候,有三种,一种为采用第二时段的超声回波数据检测心率;一种为采用第一时段的超声回波数据检测心率;一种为采用第一时段的超声回波数据和第二时段的超声回波数据检测心率,本发明实施例不作限制。超声成像装置根据向量血流回波数据和第一超声回波数据确定检测对象的心率时,优先采用第二时段的超声回波数据和向量血流回波数据结合检测心率,本发明实施例不限制第一超声回波数据和向量血流回波数据结合的方式。

[0086] 可以理解的是,由于心率检测方法及装置可以通过在一次超声波检查中,可以采用不同阶段的超声回波数据进行检查对象的心率的确定多种方式,其中,基于向量血流回

波数据的数据是最准确的,因此,由于在满足第一条件时,基于向量血流回波数据确定检测对象的心率;在不满足第一条件时(即基于向量血流回波数据确定不出心率时),又可以采用第一超声回波数据确定检测对象的心率,或者结合向量血流回波数据和第一超声回波数据确定检测对象的心率来确定检测对象的心率,保证了一次超声检查中,检测到检测对象的心率的成功率,能够节省心率检测的时间,从而提高心率检测的准确性。

[0087] 进一步地,本发明实施例提供一种心率检测方式在S104之后,还包括:S106,在S105之后,还包括S106-S108。如下:

[0088] S106、根据向量血流回波数据确定的检测对象的心率采用第二方式显示;

[0089] S107、根据第一超声回波数据确定的检测对象的心率采用第三方式显示;

[0090] S108、根据向量血流回波数据和第一超声回波数据确定的检测对象的心率采用第四方式显示。

[0091] 在本发明实施例中,超声成像装置在只通过向量血流回波数据确定了检测对象的心率,就采用第二方式显示。超声成像装置在通过第一超声回波数据确定的检测对象的心率的时候,采用第三方式显示。超声成像装置在通过向量血流回波数据和第一超声回波数据共同确定的检测对象的心率时,采用第四方式显示。

[0092] 需要说明的是,超声成像装置在通过第一超声回波数据确定的检测对象的心率的时候,有三种,一种为采用第二时段的超声回波数据检测心率;一种为采用第一时段的超声回波数据检测心率;一种为采用第一时段的超声回波数据和第二时段的超声回波数据检测心率,均可采用第三方式显示检测到的心率;也可以针对不同的计算方式再差异显示,本发明实施例不作限制。

[0093] 需要说明的是,在一次超声检查中的不同时间段获得的超声回波数据中。与检测对象的心率关联度最紧密的阶段为第三时段的超声回波数据(对应HR3),其次为第二时段的超声回波数据(对应HR2),最后为第一时段的超声回波数据(对应HR1)。尽管关联度不同,但HR1-HR3均来自于同一次检查,即便略有偏差也是该检测对象在此次检查的实际心率水平。

[0094] 在本发明实施例中,当HR3因数据过短或其他原因无法得到可靠心率时,结合使用HR2和HR1描述此时的检测对象的心率,并将此时的计算方式和结果告知用户。

[0095] 在本发明实施例中,由于心理检测装置采用的检测心率的方式的不同,可以采用不同的显示方式告知用户,由于HR3阶段检测的心率比较可靠和准确,因此,第二方式可以为最可靠的显示方式,例如,显示检测对象的实际心率是多少;而HR2+HR3或HR1阶段检测到的检测对象的心率就不是很可靠,可以当做一个心率的估计值提示给用户,因此,第三方式和第四方式可以采用特别的字体或者颜色给予用户心率估计值的提示,做出与HR3的第二方式的差异,该提示表明当前计算得到的结果未必精确但具有一定的参考意义。

[0096] 需要说明的是,本发明实施例不限制显示方式的种类,只要能显示出差异即可。

[0097] 进一步地,本发明实施例提供一种心率检测方式在S105之后,还包括:S109-S110。如下:

[0098] S109、根据向量血流回波数据生成向量血流图像;

[0099] S110、显示向量血流图像。

[0100] 在本发明实施例中,超声成像装置在获取到了向量血流回波数据之后,就可以根

据向量血流回波数据生成向量血流图像,在超声成像装置上可以显示向量血流图像。

[0101] 进一步地,本发明实施例提供的一种心率检测方式采用S104-105后,若仍然无法确定出检测对象的心率时,该方法还包括:S111-S113或者S114。如下:

[0102] S111、从心电监测设备中获取心电图像数据。

[0103] S112、根据心电图像数据,确定检测对象的心率。

[0104] S113、采用第一方式显示检测对象的心率。

[0105] 超声成像装置在采用S101-S105的过程,仍得无法确定出检测对象的心率时,若此时超声成像装置连接有心电监测设备的时候,可以由心电监测设备检测检测对象的心电图数据,传输给心率检测设备,该心率检测设备就可以根据心电图像数据,确定检测对象的心率,然后采用第一方式显示检测对象的心率。

[0106] 在本发明实施例中,超声成像装置可以根据心电图像数据,确定心电图像数据的周期,该周期为检测对象一次心跳的时间,那么就可以计算出1分钟内心跳的次数,进而得到检测对象的心率了。

[0107] 需要说明的是,在本发明实施例中,检测心率的算法优先考虑通过心电监测设备得到的心率。也就是说,心率检测方式的准确性的由高到低的顺序为:心电监测设备、向量血流回波数据、第二时段的超声回波数据和第一时段的超声回波数据。因此,在本发明实施例中,采用不同的显示方式表现心率检测的可靠性和每种检测方式的差异。

[0108] 在本发明实施例中,可以采用HR4表征心电监测设备采集的数据。心电监测设备也是在同一次超声检查中进行的数据采集,可以是在HR3阶段采集的。

[0109] 需要说明的是,在本发明实施例中,HR4阶段的心率的准确率最高,接着是HR3阶段,HR2阶段次之,最后为HR1阶段。每个阶段的心率检测可以混合实现,本发明实施例不作限制。

[0110] 示例性的,如图6所示,当没有通过心电监测设备检测心率(ECG求心率,采用第一方式显示计算结果)时,优先使用HR3环节计算得到的心率,采用第二方式显示计算结果;当计算失败时,还可以使用HR2+HR3两个环节的数据一起计算心率,采用第四方式显示计算结果;当再计算失败时,最后再考虑使用HR1环节的数据计算心率,采用第三方式显示计算结果。

[0111] 在本发明实施例中,由于心理检测装置采用的检测心率的方式的不同,可以采用不同的显示方式告知用户,由于HR4阶段和HR3阶段检测的心率比较可靠和准确,因此,第一方式和第二方式可以为最可靠的显示方式,例如,显示检测对象的实际心率是多少,但是也需要进行显示区分是哪种方式检测得到的;而HR2+HR3或HR1阶段检测到的检测对象的心率就不是很可靠,可以当做一个心率的估计值提示给用户,因此,第三方式和第四方式可以采用特别的字体或者颜色给予用户心率估计值的提示,做出与HR4和HR3的第一方式和第二方式的差异,该提示表明当前计算得到的结果未必精确但具有一定的参考意义。

[0112] S114、若无法确定出检测对象的心率,则提示心率计算失败。

[0113] 超声成像装置在采用S101-S105的过程,仍得无法确定出检测对象的心率时,若此时超声成像装置连接有心电监测设备的时候,当所有的环节都无法得到心率时,提示心率计算失败。

[0114] 在本发明实施例中,超声成像装置可以在无法确定出检测对象的心率,在显示器

上显示计算失败,或者未得到心率等提示信息,本发明实施例不限制提示信息的显示方式。

[0115] 本发明实施例提供了一种超声成像装置10,如图1所示,该超声成像装置10包括:

[0116] 探头100;

[0117] 发射电路101,用于激励该探头100向检测对象发射超声波;

[0118] 发射/接收选择开关102;

[0119] 接收电路103,用于通过该探头100接收从该检测对象返回的超声回波,从而获得超声回波信号/数据;

[0120] 波束合成电路104,用于对该超声回波信号/数据进行波束合成处理,获得波束合成后的超声回波信号/数据;

[0121] 处理器105,用于采用第一超声扫查方式向检测对象发射超声波,并接收该检测对象返回的该超声波的超声回波,得到第一超声回波数据;该第一超声回波数据包括B型扫查数据、C型扫查数据、PW型扫查数据和M型扫查数据中的至少一种;采用第二超声扫查方式向该检测对象发射超声波,并接收该检测对象返回的该超声波的超声回波,得到第二超声回波数据;该第二超声回波数据包括向量血流回波数据;检测该向量血流回波数据是否满足第一条件;该第一条件表征检测出心率的条件;若满足该第一条件,则根据该向量血流回波数据确定该检测对象的心率;若不满足该第一条件,则根据该第一超声回波数据确定该检测对象的心率,或者根据该向量血流回波数据和该第一超声回波数据确定该检测对象的心率。

[0122] 在本发明的一些实施例中,该处理器105,具体用于在一次超声检查中,采用该第一超声扫查方式对该检测对象发射该超声波,接收该检测对象返回的该超声波的超声回波,得到第一时段的超声回波数据;确定该检测对象的感兴趣区域;采用该第一超声扫查方式,对该检测对象的该感兴趣区域继续发射该超声波,接收该检测对象的感兴趣区域返回的该超声波的超声回波,得到第二时段的超声回波数据;该第一超声回波数据包括该第一时段的超声回波数据和该第二时段的超声回波数据。

[0123] 在本发明的一些实施例中,该处理器105,还具体用于将该第一超声扫查方式切换为向量血流扫查方式,保持对该感兴趣区域继续发射该超声波,接收该感兴趣区域返回的该超声波的超声回波,得到该第二超声回波数据。

[0124] 在本发明的一些实施例中,该处理器105,具体用于检测该向量血流回波数据中是否存在相邻峰值数据;若存在该相邻峰值数据,则表征该向量血流回波数据满足该第一条件;若不存在该相邻峰值数据,则表征该向量血流回波数据不满足该第一条件。

[0125] 在本发明的一些实施例中,该处理器105,还具体用于根据该向量血流回波数据中的该相邻峰值数据之间的两个时刻,确定该检测对象的心率。

[0126] 在本发明的一些实施例中,该处理器105,具体用于获取该向量血流回波数据中每两个时刻对应的数据之间的多个相似度;若该多个相似度中存在满足预设相似度阈值的目標相似度,则表征该向量血流回波数据满足该第一条件;若该多个相似度中不存在满足预设相似度阈值的目標相似度,则表征该向量血流回波数据不满足该第一条件。

[0127] 在本发明的一些实施例中,该处理器105,还具体用于根据该向量血流回波数据中的该目标相似度对应的两个时刻,确定该检测对象的心率。

[0128] 在本发明的一些实施例中,该处理器105,还具体用于检测该第二时段的超声回波

数据是否满足第二条件;若满足该第二条件,则根据该第二时段的超声回波数据,确定该检测对象的心率;若不满足该第二条件,则采用该第一时段的超声回波数据,确定该检测对象的心率。

[0129] 在本发明的一些实施例中,该处理器105,还用于从心电监测设备中获取心电图像数据;根据该心电图像数据,确定该检测对象的心率;采用第一方式显示该检测对象的心率。

[0130] 在本发明的一些实施例中,该超声成像装置10包括:显示器106;

[0131] 该处理器105,还用于将该第一超声回波数据和该第二超声回波数据按照预设采样率和预设数值标尺进行预处理;

[0132] 该显示器106,用于显示预处理后该第一超声回波数据和该第二超声回波数据随时间变化的数据曲线。

[0133] 在本发明的一些实施例中,该超声成像装置10包括:显示器106;

[0134] 该显示器106,用于根据该向量血流回波数据确定的该检测对象的心率采用第二方式显示;根据该第一超声回波数据确定的该检测对象的心率采用第三方式显示;根据该向量血流回波数据和该第一超声回波数据确定的该检测对象的心率采用第四方式显示。

[0135] 在本发明的一些实施例中,该第二超声回波数据还包括:B型扫查数据、C型扫查数据、PW型扫查数据和M型扫查数据中的至少一种。

[0136] 在本发明的一些实施例中,该超声成像装置10包括:显示器106;

[0137] 该处理器105,还用于该根据该向量血流回波数据确定该检测对象的心率之后,根据该向量血流回波数据生成向量血流图像;

[0138] 该显示器106,用于显示该向量血流图像。

[0139] 在本发明的一些实施例中,该处理器105,还用于若无法确定出该检测对象的心率,则提示心率计算失败。

[0140] 可以理解的是,由于心率检测方法及装置可以通过在一次超声波检查中,可以采用不同阶段的超声回波数据进行检查对象的心率的确定多种方式,其中,基于向量血流回波数据的数据是最准确的,因此,由于在满足第一条件时,基于向量血流回波数据确定检测对象的心率;在不满足第一条件时(即基于向量血流回波数据确定不出心率时),又可以采用第一超声回波数据确定检测对象的心率,或者结合向量血流回波数据和第一超声回波数据确定检测对象的心率来确定检测对象的心率,保证了一次超声检查中,检测到检测对象的心率的成功率,能够节省心率检测的时间,从而提高心率检测的准确性。

[0141] 本发明实施例提供了一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质存储有心率检测程序,所述心率检测程序可以被处理器执行,以实现所述的心率检测方法。

[0142] 其中,计算机可读存储介质可以是是易失性存储器(volatile memory),例如随机存取存储器(Random-Access Memory,RAM);或者非易失性存储器(non-volatile memory),例如只读存储器(Read-Only Memory,ROM),快闪存储器(flash memory),硬盘(Hard Disk Drive,HDD)或固态硬盘(Solid-State Drive,SSD);也可以是包括上述存储器之一或任意组合的各自设备,如移动电话、计算机、平板设备、个人数字助理等。

[0143] 本领域内的技术人员应明白,本发明的实施例可提供为方法、系统、或计算机程序产品。因此,本发明可采用硬件实施例、软件实施例、或结合软件和硬件方面的实施例的形

式。而且,本发明可采用在一个或多个其中包含有计算机可用程序代码的计算机可用存储介质(包括但不限于磁盘存储器和光学存储器等)上实施的计算机程序产品的形式。

[0144] 本发明是参照根据本发明实施例的方法、设备(系统)、和计算机程序产品的流程图和/或方框图来描述的。应理解可由计算机程序指令实现流程图和/或方框图中的每一流程和/或方框、以及流程图和/或方框图中的流程和/或方框的结合。可提供这些计算机程序指令到通用计算机、专用计算机、嵌入式处理机或其他可编程数据处理设备的处理器以产生一个机器,使得通过计算机或其他可编程数据处理设备的处理器执行的指令产生用于实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能的装置。

[0145] 这些计算机程序指令也可存储在能引导计算机或其他可编程数据处理设备以特定方式工作的计算机可读存储器中,使得存储在该计算机可读存储器中的指令产生包括指令装置的制造品,该指令装置实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能。

[0146] 这些计算机程序指令也可装载到计算机或其他可编程数据处理设备上,使得在计算机或其他可编程设备上执行一系列操作步骤以产生计算机实现的处理,从而在计算机或其他可编程设备上执行的指令提供用于实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能的步骤。

[0147] 以上所述,仅为本发明的较佳实施例而已,并非用于限定本发明的保护范围。

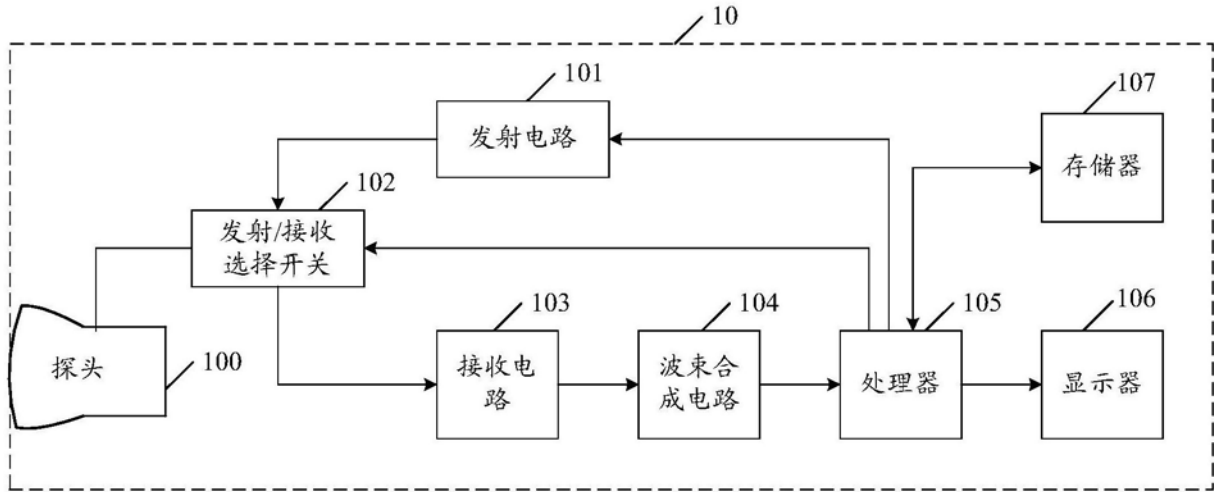


图1

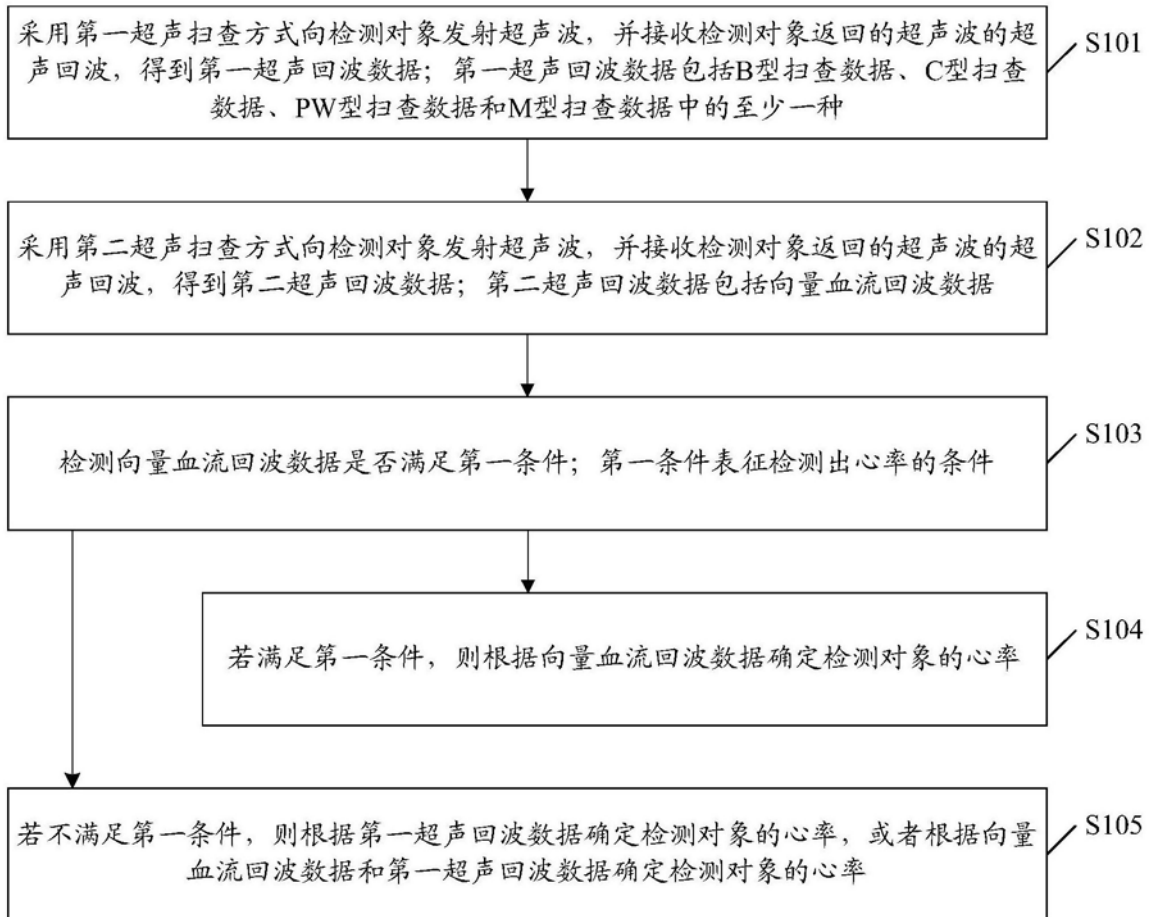


图2

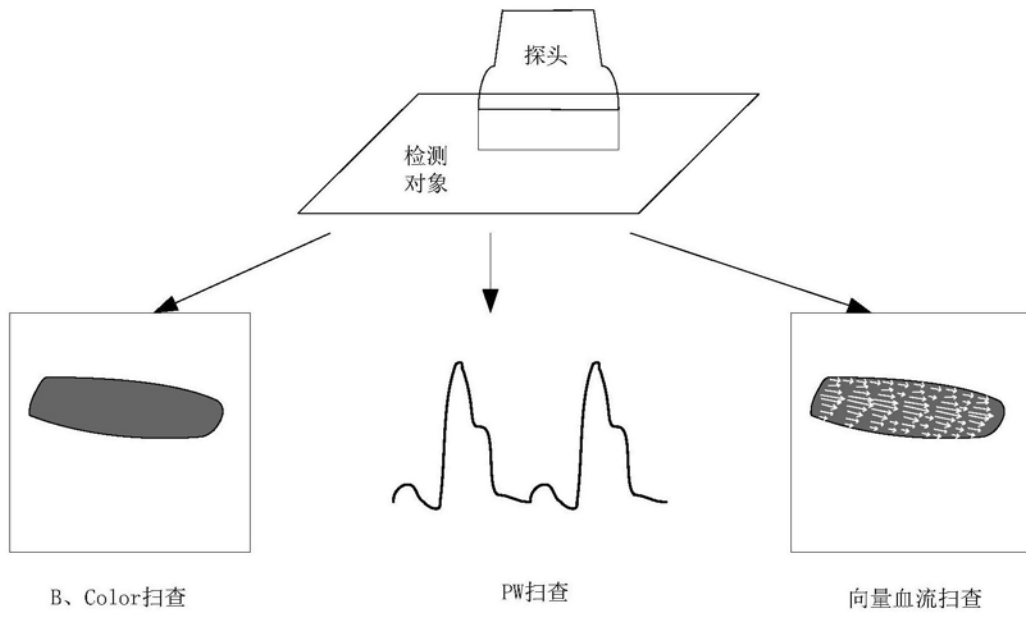


图3

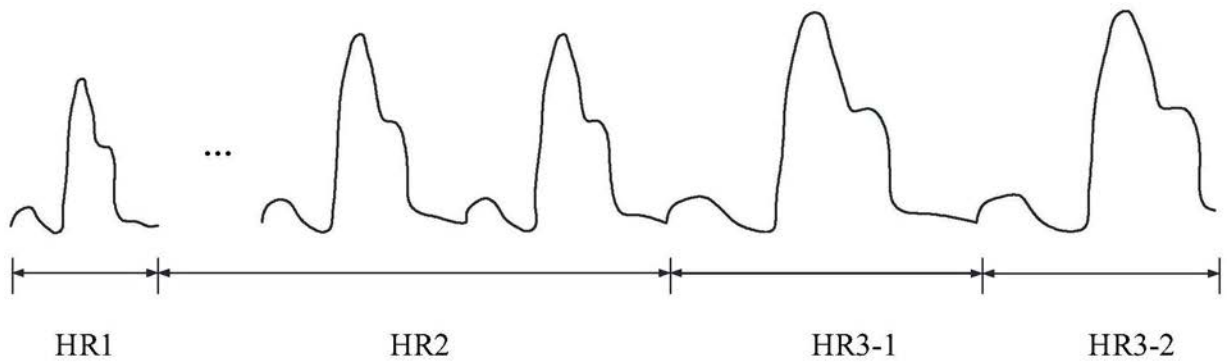


图4

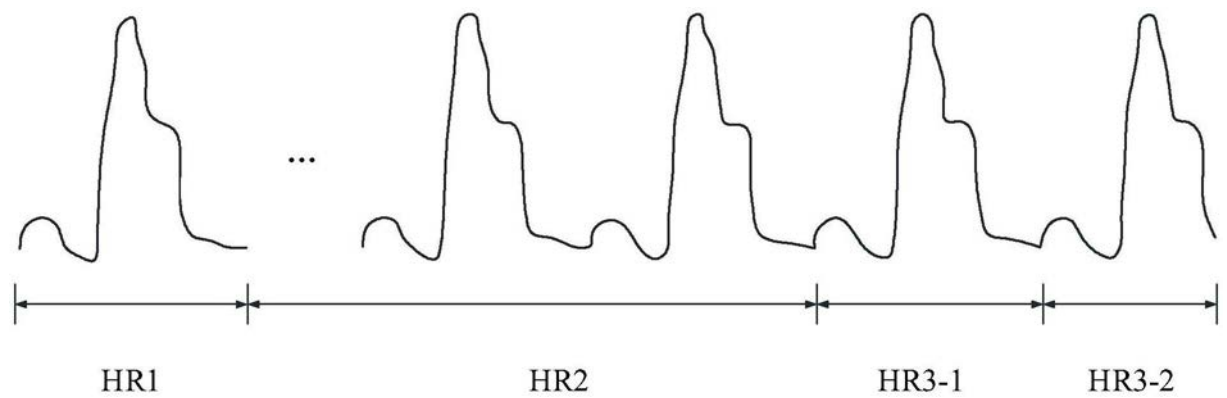


图5

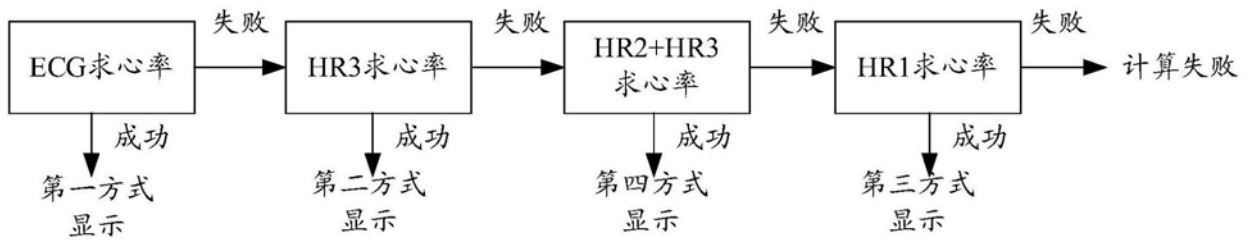


图6

专利名称(译)	一种心率检测方法及超声成像装置		
公开(公告)号	CN111374707A	公开(公告)日	2020-07-07
申请号	CN201811639695.2	申请日	2018-12-29
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	沈莹莹 杜宜纲 王凯 周文兵		
发明人	沈莹莹 杜宜纲 王凯 周文兵		
IPC分类号	A61B8/02 A61B8/06		
代理人(译)	王姗姗		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

本发明实施例公开了一种心率检测方法及超声成像装置，包括：用第一超声扫查方式向检测对象发射超声波，接收检测对象返回的超声波的超声回波，得到第一超声回波数据；第一超声回波数据包括B型扫查数据、C型扫查数据、PW型扫查数据和M型扫查数据中的至少一种；用第二超声扫查方式向检测对象发射超声波，接收检测对象返回的超声波的超声回波，得到第二超声回波数据；第二超声回波数据包括向量血流回波数据；检测向量血流回波数据是否满足第一条件；满足第一条件，根据向量血流回波数据确定检测对象的心率；不满足第一条件，由第一超声回波数据确定检测对象的心率，或由向量血流回波数据和第一超声回波数据确定检测对象的心率。

