



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108309353 A

(43)申请公布日 2018.07.24

(21)申请号 201711248270.4

(22)申请日 2017.12.01

(30)优先权数据

15/366286 2016.12.01 US

(71)申请人 美国西门子医疗解决公司

地址 美国宾夕法尼亚州

(72)发明人 翟亮 W.维尔克宁

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 周学斌 刘春元

(51)Int.Cl.

A61B 8/02(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

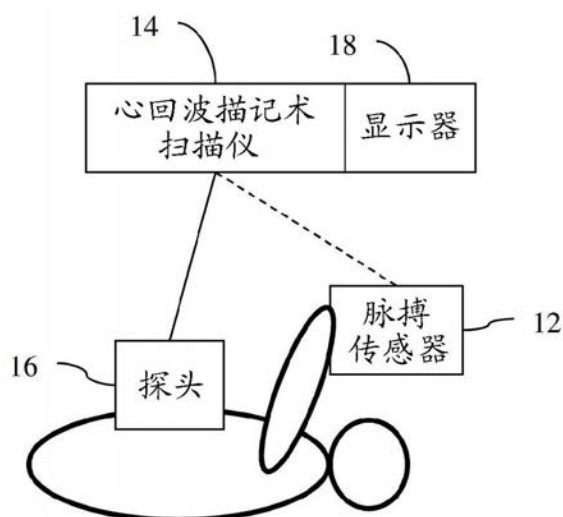
权利要求书2页 说明书8页 附图3页

(54)发明名称

用于在心回波描记术中进行相位确定的心率辅助

(57)摘要

本发明涉及用于在心回波描记术中进行相位确定的心率辅助。一种心率监视器(12)提供脉搏或心跳(8),但是没有持续或连续的ECG相位信号和/或具有相对于实际心跳的延迟。对于在心回波描记术中进行相位确定(46)来说,来自心率监视器(12)的心跳被用于辅助根据所采集的超声数据对相位进行识别(48)。并非仅依赖于ECG或仅依赖于图像处理,佩戴或手持的心率监视器(12)被用于简化基于图像处理的相位识别(48)。



1. 一种用于在心回波描记术中进行相位确定的超声系统,所述系统包括:
无线心率传感器(12),其用于提供针对患者的脉搏信号(8),所述脉搏信号(8)在没有每个心动周期进行定相的情况下指示一个心跳;
超声心回波描记术扫描仪(14),其被配置成无线地接收所述脉搏信号(8),根据对所述患者的扫描来采集超声图像,以及利用所述脉搏信号(8)来确定针对所述超声图像的相位;
以及
显示器(18),其被配置成显示所述超声图像和所述相位。
2. 根据权利要求1所述的超声系统,其中所述无线心率传感器(12)包括光学或机械脉搏传感器,手持式或手腕传感器的仅一个或两个电极,和/或没有任何电缆并且没有任何粘性电极贴片的手持式或可穿戴传感器。
3. 根据权利要求1所述的超声系统,其中所述脉搏信号(8)包括在没有针对每个心动周期的其他部分的信息的情况下在每个心动周期中的仅一个部分处出现的心跳。
4. 根据权利要求1所述的超声系统,其中所述超声心回波描记术扫描仪(14)被配置成根据所述超声图像并且利用所述脉搏信号(8)确定针对所述超声图像的相位。
5. 根据权利要求1所述的超声系统,其中所述超声心回波描记术扫描仪(14)被配置成利用对包括所述超声图像的图像序列的图像处理(48)来确定针对所述超声图像的相位,所述图像处理(48)具有由所述脉搏信号(8)在时间上限制的搜索。
6. 根据权利要求1所述的超声系统,其中所述超声心回波描记术扫描仪(14)被配置成根据拟合到所述脉搏信号(8)的心搏周期轨迹来确定针对所述超声图像的相位。
7. 根据权利要求1所述的超声系统,其中所述超声心回波描记术扫描仪(14)被配置成利用所述脉搏信号(8)与心脏事件之间的延迟来确定针对所述超声图像的相位。
8. 根据权利要求1所述的超声系统,其中所述超声心回波描记术扫描仪(14)被配置成基于周期开始时间和心动时段来将针对所述超声图像的相位确定为在所述超声图像的时间处的相对相位,所述周期开始时间和/或所述心动时段是所述脉搏信号(8)的函数。
9. 一种用于利用心回波描记术超声系统(14)进行相位确定的方法,所述方法包括:
从心率监视器(12)接收(44)心率;
对所述心回波描记术超声系统(14)的超声数据进行图像处理(48),所述图像处理(48)使用所述心率来识别针对所述超声数据的心搏周期的一部分;以及
根据所述超声数据和所述心搏周期的部分生成(52)图像。
10. 根据权利要求9所述的方法,其中接收(44)包括仅无线地接收(44)针对每个心搏周期的脉搏。
11. 根据权利要求9所述的方法,其中图像处理(48)包括利用由所述心率限制的搜索来识别所述部分。
12. 根据权利要求9所述的方法,其中图像处理(48)包括作为针对接收(44)所述心率的延迟的函数来识别所述部分。
13. 根据权利要求9所述的方法,其中生成(52)所述图像包括利用对不同心搏周期中的相同部分的出现的识别来生成(52)图像或者基于所述心搏周期的所述部分以具有序列开始和结尾的序列来生成(52)图像。
14. 一种用于利用心回波描记术超声系统(14)进行相位确定的方法,所述方法包括:

利用所述心回波描记术超声系统(14)采集(40)患者的图像序列；
检测(42)所述患者的心跳，所述心跳是以所述患者的心搏周期的重复为周期性的瞬时信号；

使用所述心跳将所述序列与所述心搏周期对齐(46)；以及
基于所述对齐来显示(50)所述图像序列。

15.根据权利要求14所述的方法，其中对齐(46)包括在所述序列的图像中的一个图像中检测心脏事件并且确定心跳相对于所述心脏事件的延迟。

用于在心回波描记术中进行相位确定的心率辅助

背景技术

[0001] 当前的实施例涉及医学成像中的生理周期信息的使用。特别地，检测心搏周期的相位以供心回波描记术成像使用。了解针对所采集的图像的相位允许对在心搏周期的不同周期但在相同相位处记录的超声图像或剪辑(clip)进行回顾和比较。

[0002] 心电描记术(ECG或EKG)利用放置在皮肤上的电极记录心脏的电学活动。这些电极检测在每个心跳期间由于心肌的电生理模式而引起的皮肤上的小的电学改变。在检查期间，利用粘性贴片，多个电极被附着到患者的胸部、手臂或腿部。体毛和汗液可能使电接触变得不可靠。粘性贴片还可能引起患者的不适。然后将电缆连接到贴片和超声系统。对电极和电缆进行应用、连接、断开连接以及移除花费了时间。在诸如负荷超声、高患者体积、紧凑检查空间或紧急情况之类的情形下获得ECG可能是麻烦的。

[0003] 为了避免电极贴片和电缆，可以将超声图像处理成针对不同图像识别相位。取决于超声成像的类型或模式，这种图像处理可能是不精确的、不能够实时识别相位和/或过分复杂的。

发明内容

[0004] 通过介绍的方式，下文所描述的优选实施例包括用于在心回波描记术中进行相位确定的方法和系统。心率监视器提供脉搏或心跳，但是没有ECG的持续(on-going)或连续的相位信号和/或具有相对于实际心跳的延迟。来自心率监视器的心跳被用来辅助对来自所采集的超声数据的相位进行识别。并非仅依赖于ECG或仅依赖于图像处理，佩戴的或手持的心率监视器被用来简化基于图像处理的相位识别。

[0005] 在第一方面，提供了一种用于在心回波描记术中进行相位确定的超声系统。无线心率传感器是用于提供针对患者的脉搏信号。所述脉搏信号在没有每个心动周期进行定相的情况下指示一个心跳。超声心回波描记术扫描仪被配置成无线地接收所述脉搏信号，根据对所述患者的扫描来采集超声图像，以及利用所述脉搏信号来确定针对所述超声图像的相位。显示器被配置成显示所述超声图像和所述相位。

[0006] 在第二方面，提供了一种用于利用心回波描记术超声系统进行相位确定的方法。从心率监视器接收心率。对心回波描记术超声系统的超声数据进行图像处理，使用所述心率来识别针对所述超声数据的心搏周期的一部分。根据所述超声数据和心搏周期的所述部分来生成图像。

[0007] 在第三方面，提供了一种用于利用心回波描记术超声系统进行相位确定的方法。心回波描记术超声系统采集患者的图像序列。检测所述患者的心跳。所述心跳是以所述患者的心搏周期的重复为周期性的瞬时信号。使用所述心跳将所述序列与所述心搏周期进行对齐。基于所述对齐来显示所述图像的序列。

[0008] 本发明由所附权利要求来限定，并且本部分中的任何内容都不应当被当作对那些权利要求的限制。下面连同优选实施例一起讨论本发明另外的方面和优点，并且这些方面和优点可以之后以组合方式或独立地被要求保护。本文中所讨论的各种特征和优点可以或

可以不由本发明的不同实施例来提供。

附图说明

[0009] 部件和附图不一定是按比例，而是将重点置于说明本发明的原理。此外，在附图中，遍及不同视图，相同的附图标记标明了对应的部分。

[0010] 图1图示了示出遍及心搏周期的相位信息的示例ECG信号以及示例心跳信号；

图2是用于在心回波描记术中进行相位确定的超声系统的一个实施例的框图；

图3是具有心跳信号和拟合心搏周期或模拟ECG的示例B模式和PW模式超声图像；以及

图4是用于在心回波描记术中进行相位确定的方法的一个实施例的流程图。

具体实施方式

[0011] 当前，超声系统依赖于具有多个有线电极的ECG模块。ECG模块被用于心搏周期对齐的无线ECG或心跳监视器所代替。不像ECG，无线心率监视设备是显著更小的。不需要将电极贴片粘附到患者身体。对于心回波描记术来说，使用无线心跳监视器消除了电缆以及在患者身上放置多个电极的需求。减少了检查时间，节约了资源（例如，一次性贴片）并且监视器对于患者来说是更舒适的。

[0012] 无线心率传感器和超声数据的信号和/或图像处理的组合可以实现心搏周期（例如，持续时间和/或相位）的可靠检测。基于相位识别，可以计算心脏参数，并且可以对齐心脏图像和视频。诸如M模式、颜色模式或多普勒模式之类的超声图像可以被用来校准和/或对齐由传感器测量的心跳和心脏相位。在所记录的心跳之间的相对心脏相位可以被用来将在不同时间采集的图像在时间上对齐。

[0013] 图1示出了心搏周期波形6。心搏周期波形6包括各种标记的相位，诸如PQRST相位。示出了心搏周期的不同间隔或区段。心搏周期波形可以由测量心脏的电学活动的ECG设备来产生。针对周期的每次重复而表示心动周期的不同部分或相位。相反地，脉搏或心率信号8可以每个心搏周期一次或两次地提供跳动或瞬时量度。可以不提供针对给定心搏周期的其他部分的波形。例如，心率信号8可以将针对心脏的频率或速率提供为一个周期发生一次的脉搏或者提供为数值（例如，1.1秒）而不是连续变化的波形。

[0014] 心率或脉搏信号可能相对于实际心搏周期而被延迟。例如，光学地或机械地感测手腕或腿部上的脉搏导致了机械延迟。脉搏波机械地行进通过循环系统以到达手腕或腿部，所以相对于心脏而被延迟。即使对于简单的基于电极的心率监视器而言，类似的延迟也可能发生，诸如由于通信和/或处理延迟。具有许多电极和电缆的ECG设备被设计成避免这样的延迟并且遍及每个周期的整体提供信号表示活动。图像处理被用于弥补ECG波形的缺乏，同时脉搏信号简化了图像处理。

[0015] 图2示出了用于在心回波描记术中进行相位确定的超声系统的一个实施例。心率监视器或脉搏传感器12被用来识别由心回波描记术扫描仪14采集超声数据所处于的相位。来自脉搏传感器12的信号不是对ECG的替换，而是改为用来辅助处理超声数据来确定针对超声数据的相位。这种辅助可以限制处理量、增加识别速率和/或被用来模拟对齐的心搏周期信号。

[0016] 超声系统包括脉搏传感器12和具有对应探头16和显示器18的心回波描记术扫描

仪14。可以提供附加的、不同的或更少的部件。例如，提供了用于与计算机、服务器、工作站或其他处理器进行通信的网络。作为另一个示例，脉搏传感器12与心回波描记术扫描仪14相集成，诸如处于与扫描仪14的外壳连接的手柄上。

[0017] 脉搏传感器12是心率传感器。脉搏传感器12是相机、发光二极管、应变仪、电极、仅两个电极的集合、扬声器、处理器、模数转换器、滤波器、放大器、其组合或用于感测脉搏或心跳的其他现在已知或以后研发的传感器。例如，传感器16是用于感测皮肤表面处或附近的血流的光学传感器。可以使用红外传感器或其他脉搏传感器。作为另一个示例，脉搏传感器12是用于感测患者体内由心跳所引起的屈曲(flexing)的机械传感器(诸如应变仪)。在其他实施例中，脉搏传感器12是用于感测心脏的电学活动的一个或两个电极。电极是手持式的或者在没有粘合剂的情况下靠在皮肤上。由于电极缺少附着以及很少数量，提供了遍及心搏周期的波形的不太精确或不完整的表示。

[0018] 脉搏传感器12是手持式的或可穿戴的。例如，脉搏传感器12包括在使用期间由患者的一只手或两只手拿住的外壳。作为另一个示例，脉搏传感器12处于腕带、臂带、腿带或踝带之中或之上。在其他示例中，脉搏传感器12处于项链上。脉搏传感器12被放置为对着患者的皮肤并且通过带、压力、重力、患者或超声波检查师来保持就位。不使用粘性电极贴片或另一种粘合剂。可以使用凝胶来辅助导电性。在其他实施例中，脉搏传感器12被粘附到患者的身体。

[0019] 在使用期间，脉搏传感器12提供针对患者的脉搏信号。脉搏信号在没有每个心动周期进行定相的情况下指示一个心跳。在没有针对每个心动周期的其他部分的信息的情况下检测每个心动周期的仅一个部分处出现的跳动。取决于所使用的技术，这样的设备仅检测脉搏并且不能提供关于心搏周期的相位的准确信息，或者这样的设备可以接近于传统ECG系统的除了精确度以外的性能。代替七个或其他数量的导线ECG，使用了简单且便宜的心率监视设备。虽然常规ECG解决方案提供了心搏周期内关于已知时间参考(例如，R波的绝对时间)的精确相位和心率，但是脉搏传感器12不提供关于相位的精确信息，或者相位信息是根本不可得的。

[0020] 脉搏传感器12包括用于无线通信的发射器或收发机。使用蓝牙、Wi-Fi、直接无线电路、广播或其他通信格式，脉搏传感器12无线地输出心跳或心率信号。通过使用无线通信，可以避免电缆。在替换的实施例中，仅利用一根电缆或电线而使用有线通信。代替来自不同电极的多根电线，使用一根电线来传送脉搏。

[0021] 超声心回波描记术扫描仪14是医学诊断超声系统。可以使用一般的超声系统或心脏特异性超声系统。扫描仪14是基于推车的、手持式的、便携式的或者可操作来利用声能对患者进行扫描的其他超声系统。扫描仪14通过硬件、软件和/或固件来配置以对患者进行扫描，从而采集超声数据。超声数据是在给定时间处表示患者的图像数据。可以使用持续的采集来采集随时间推移或通过一个序列表示患者的超声数据或图像。

[0022] 扫描仪14包括探头16、波束成形器、图像处理器以及显示器18。可以提供附加的、不同的或更少的部件。波束成形器可操作为利用来自探头16的发射和接收对区域进行超声扫描。响应于所接收到的回波信号，形成了在给定时间或时段处表示患者的超声数据的帧。图像处理器通过使用该数据帧来检测并且生成所扫描区域的图像。可以使用一个或多个检测模式以及对应的图像处理器，诸如B模式、M模式、颜色、流量、多普勒、光谱多普勒(例如，

脉冲波多普勒或连续波多普勒)或其他模式。例如,采集B模式、M模式、颜色多普勒或光谱多普勒图像。然后所生成的一个或多个图像被提供在显示器18上。

[0023] 心搏周期信息还可以被输出到显示器18。心搏周期信息可以是模拟的ECG波形、心率或脉搏。替换地或附加地,所显示的图像可以响应于所检测到的心脏相位。可以在基于心脏相位(例如,由于心脏的相对放松状态而引起的舒张末期)而选择图像序列的开始图像和/或结束图像的情况下重复图像序列。还可以指示与生理周期相关联的所检测到的事件。

[0024] 为了检测针对超声数据或图像的任意帧的相位,扫描仪14从脉搏传感器12接收脉搏信号。接收器或接口接收脉搏信号。所述信号被无线接收,但是可以使用有线连接。脉搏信号可以相对于由心脏实际进行脉动而在时间上被延迟或偏移。

[0025] 在一个实施例中,心回波描记术扫描仪14和脉搏传感器12具有相同的参考时间(诸如共享时钟信号或振荡器)。心跳数据被连续地测量和记录并且被储存在脉搏传感器12和/或扫描仪14内而带有时间戳。扫描仪14还记录用于所有所保存的图像或超声数据的时间戳。心率数据和图像数据基于时间戳而被合并在一起。根据时间戳了解相对于图像出现的脉搏出现。图像和脉搏信号可以以持续的方式或不时地(例如,在检查之后或每几分钟)进行合并。

[0026] 在另一个实施例中,脉搏传感器12和扫描仪14不具有共享时钟,所以使用了同步化。例如,当从脉搏传感器12接收到每个脉搏或更新时,扫描仪14添加时间戳。来自脉搏传感器12和扫描仪14的相对时间戳被用来进行同步化。在其他方法中,脉搏传感器12和扫描仪14之间的通信被用来一起进行同步化。脉搏传感器12频繁地向扫描仪14传输数据并且当或在采集到超声图像时不断地与成像系统进行同步化。

[0027] 通过使用图像处理器、控制处理器或另一处理器,扫描仪14计算针对一个、一些或每个所采集的超声图像的心脏相位。部分地利用脉搏信号来确定所述相位。因为来自脉搏传感器12的脉搏信号可能不包括完整的或精确的心搏周期波形6,所以仅使用脉搏信号或心率可能无法确定针对给定超声图像的相位。扫描仪14应用图像处理来确定针对给定超声图像或数据集的相位。图像处理由脉搏信号来辅助。

[0028] 图3示出了用于使用图像处理和脉搏信号36来识别相位的示例情境。连续更新患者左心室的B模式图像30。距离门(range gate)31被定位在B模式图像中。脉冲波多普勒(PW多普勒)图像或轨迹32被生成为持续的卷形,其中每个竖线表示针对给定时间在距离门位置处的光谱含量。脉搏传感器12提供脉搏信号36。示出了针对每次跳动或脉搏的时间戳。出于讨论目的而模拟或示出了心搏周期波形34。目标是在任意给定时间处识别心搏周期的相位,即使脉搏信号36不在具体相位处出现。心搏周期波形34可以提供每个时间处的相位,但是从ECG设备不可得到。

[0029] PW条或轨迹32被用来校准所模拟的ECG波形34的相位。在PW数据中识别A波并且将所述A波用来将模拟的R波定位于心搏周期波形34中。PW多普勒中的A波对应于ECG或心搏周期34中的R波。所记录的时间戳和A波(即,心脏事件或相位)之间的时间延迟可以被计算为 Δt 。可以针对每个心搏周期来计算 Δt 和/或根据多个心动周期来对 Δt 求平均。 Δt 被用来将心脏相位与所记录的时间戳对齐或者以其他方式识别相位。

[0030] 在替换的实施例中,在不确定 Δt 的情况下使用脉搏信号36。以其他方式(诸如将搜索限制在时间范围或空间位置内)使用时间戳或心跳信号。

[0031] 将脉搏信号、时间戳、 Δt 或来自脉搏信号的其他信息与超声图像的图像处理一起用来识别在给定时间处或针对给定图像的相位。所述识别针对序列中的每个图像而被重复。替换地，不同周期中相同相位的识别被用来确定遍及那些周期的相位。在其他实施例中，将相同相位或一个相位的识别与不同图像处理一起用来识别其他相位（诸如通过跟踪心脏的运动）。

[0032] 任意图像处理可以与任意形式的超声成像一起使用。机器学习分类器可以指示相位和/或确定给定图像是否表示特定相位。光谱分析、自动化跟踪（例如，在光谱多普勒中进行幅值阈值化）、拟合针对特定变形按相位标记的模型或者可以被用来识别相位的其他基于图像处理的方法。识别哪个相位由图像来表示。替换地，识别图像是否表示给定相位。

[0033] 在一个实施例中，脉搏信号通过在空间上限制图像处理来辅助图像处理。虽然有可能在不了解近似心率的情况下根据图像数据来确定心率和相位，但是这样的方法在计算上是有代价的并且是不太鲁棒的，因为其他方法（例如，在图像中找到形状）必须首先被用来识别可以然后被用来检测心率和相位的结构。脉搏信号可以被用于识别结构的位置，该位置然后被用来在不被其他结构干扰的情况下找到相位。脉搏信号可以被用来在空间上限制图像处理。

[0034] 根据超声数据来识别随着心搏周期变化的结构（例如，解剖结构、流量或其组合）。超声图像可以示出心脏的部分以及其他组织和器官。图像的一些部分（诸如心室壁和二尖瓣）以心搏周期的频率进行移动。结构展示出以与心率相同的频率的周期性改变。来自脉搏传感器12的心率被用于确立频率。替换地，使用默认的心率。通过将图像划分成小区段（例如，核或块区）并且计算每个区段的平均亮度的傅里叶变换，识别了示出与心率或其整数倍相关的运动的区段。识别了具有在心率的容限阈值内的主频率的区段。

[0035] 其他方法可以被用于对结构的识别。例如，可以计算连续图像之间的运动向量。运动的方向或运动的量值可以被识别为与心率相关联。部分地使用来自脉搏传感器12的心率来找到图像中与心脏相对应的位置。

[0036] 然后采用图像和信号处理算法来检测心搏周期的相位。例如，通过识别二尖瓣的打开和关闭动作或者通过确定左心室的最大收缩来确定相位。使用拟合模型或其他方式来确定由针对图像所识别的区段所表示的相位。作为图3中表示的另一个示例，跟踪PW多普勒轨迹32中随时间推移的最大幅值并且基于变化特性来找到与A波相对应的幅值。除了PW模式之外，诸如颜色多普勒成像、颜色多普勒M模式、弹性成像以及连续波多普勒之类的任何运动图像和/或信号可以被用于校准。

[0037] 替换地或附加地，脉搏信号被用于在时间上限制搜索。在图像处理识别了超声图像是否表示特定相位的情况下，脉搏信号可以被用于限制所搜索的图像的数量。例如， Δt 可以被用来识别要处理的图像的范围（例如，脉搏+ Δt +/-时段）以及不要处理的图像的一个范围。

[0038] 在另一个实施例中，心搏周期轨迹或波形34被拟合到脉搏信号36。图像处理被用来识别心脏事件（诸如A波）。通过计算 Δt ，找到相对于脉搏信号36中脉搏的每次出现的这一相同心脏事件的出现。通过将每个心搏周期缩放为脉搏的出现加 Δt ，在时间上对齐了波形34。一旦针对给定周期的波形34被拟合到脉搏信号36的两个脉搏，就基于缩放的波形34来确定与心脏事件之间的任何时间相关联的超声数据。通过将典型的ECG波形拟合到所记

录的心率36中来模拟ECG轨迹(例如,波形34)或R波触发事件。该波形34可以在检查或图像回顾期间被显示在屏幕上。

[0039] 可以识别针对每个超声图像或时间的相对相位。并非基于针对每个周期的两个脉搏进行拟合,而是使用周期开始时间和心动时段(例如,被平均的心率)。周期开始时间和/或心动时段是基于脉搏信号。心动周期的百分比由以下公式计算:

$$\alpha = \frac{t - t_i}{T} \times 100\%$$

α 是心动周期在时间 t 处的百分比(例如,特定超声图像的时间); t_i 是最后的心跳时间(例如,心搏周期的开始,诸如脉搏时间戳加 Δt); 以及 T 是心动时段(例如,针对给定周期的时段或多个周期的平均值)。相对相位是完成心动周期的百分比,所以可以利用超声图像而被显示为数字或图表。

[0040] 脉搏信号的其他用途可以被用来辅助相位的基于图像处理的识别。找到在不同心搏周期的相同相位处表示患者的图像。替换地或附加地,找到每个超声图像的相位。

[0041] 可以连续地或回顾性地计算实际心率和相位。在某些状况下(例如在患有心律不齐的患者的情况下),在使用或不使用来自心率监视设备的数据的情况下回顾性地实现心搏周期的正确识别。例如,如果心率监视设备提供针对每个检测到的脉搏的信号,则可以通过将脉搏数据与图像数据相关来识别具有不规则长度的心搏周期。如果脉搏传感器12仅提供被计算为多个检测到的脉搏上的平均值的心率,则采用更复杂的算法。例如,超声系统基于一系列规律跳动来确立预测的心率。所预测的心率与从脉搏传感器12接收到的心率之间的偏差指示检测中的不规则跳动或误差。基于随后的规律跳动以及附加的信号或图像处理,不规则跳动在其出现之后被正确地识别。

[0042] 显示器18是监视器、LCD、等离子、LED、投影仪、打印机或用于视觉表示信息的其他输出设备。通过将显示值加载到存储器或图形平面中来配置显示器18。显示器18被配置成显示一个或多个超声图像。相位信息可以与每个超声图像或与超声图像中的一些一起显示。例如,输出与当前所显示图像相对应的模拟心搏周期波形34和该波形上的标记。作为另一个示例,利用超声图像或在超声图像上将相对或具体的相位输出为值或字母数字文本。在其他实施例中,所识别的相位被代替地或附加地用来在一个或其他整数数量的周期上创建重复的图像序列。使用所述相位,序列的结尾紧接在序列的开始之前与所述相位相匹配,所以循环或重复显得更无缝。根据相位和/或根据脉搏传感器12计算的心率也被显示,诸如针对心率显示脉搏36或字母数字文本。

[0043] 心回波描记术扫描仪14和/或脉搏传感器12可以包括用于储存超声数据、相位和/或脉搏信号的存储器。存储器是单个存储器或多个不同的存储器。可以使用各种现在已知的或以后研发的存储器中的任意存储器,诸如RAM、可移除介质、紧凑盘、磁带、磁盘、ROM、高速缓存、缓冲器或硬盘驱动器。替换地或附加地,存储器是用于储存用于处理器的指令的计算机可读储存介质。利用指令所编程的处理器执行图4的方法和/或实行针对脉搏传感器12和/或心回波描记术扫描仪14以上所讨论的动作。

[0044] 心回波描记术扫描仪14和/或脉搏传感器12可以包括处理器。处理器是单个或多个处理器。处理器是专用集成电路、通用处理器、控制处理器、数字信号处理器、现场可编程门阵列、数字电路、模拟电路、其组合或其他已知或以后研发的设备,其用于确定心率、生成

脉搏信号、识别相位、生成超声图像、使用针对图像的相位、或其组合。

[0045] 图4示出了用于利用心回波描记术超声系统进行相位确定的方法的流程图的一个实施例。心率监视器被用来辅助将具有心动周期的成像序列在时间上对齐。心跳(诸如脉搏)被用于辅助图像处理来识别针对图像的相位。

[0046] 由图2的系统或另一系统来实现方法。超声系统实行动作40和44-52。心率监视器实行动作42。在其他实施例中,使用不同的设备。

[0047] 以示出的顺序(从上到下或按数字)或其他顺序来实行动作。在具有不同顺序的示例中,与动作42和/或44同时地或在其之后实行动作40。

[0048] 可以使用附加的、不同的或更少的动作。例如,没有实行动作48和52或动作46和50。作为另一个示例,提供了用于将超声系统配置成实行心回波描记术扫描的动作。在又一个示例中,没有实行动作50和52。动作44可以在没有实行动作42的情况下由超声系统来实行。

[0049] 在动作40中,采集超声数据。通过使用换能器探头,超声系统传输声能并且接收反射或回波信号。通过使用波束成形,扫描患者的一维、二维或三维区域。一次完整的区域扫描提供超声数据的集合或帧。该超声数据是其中超声数据可以被处理来创建图像的图像数据。通过重复对区域的扫描,采集超声数据的集合或帧的序列。每个集合或帧表示患者在不同时间或时段的区域。每个集合或帧对应于心搏周期的相位,但是可能并不知道具体的相位。

[0050] 针对心回波描记术来配置扫描。针对对患者的心脏或循环系统进行成像来设置检测和对应扫描的一个或多个模式。例如,使用与光谱多普勒(例如,PW多普勒)相结合或不与其相结合的B模式和流量模式。

[0051] 在动作42中,心脏监视器检测患者的心跳。通过使用光学、机械、电学或其他物理学,检测到患者的脉搏。测量以患者的心搏周期的重复为周期性的瞬时信号。例如,由患者佩戴在他们的手腕上的光学传感器检测患者的脉搏。脉搏每个心动周期重复一次或两次,所以可以被传达为心跳、频率或心率。检测到每个脉搏,并且输出平均值和/或每个脉搏。

[0052] 在动作44中,超声系统从心率监视器接收心率。接收到脉搏的出现、平均心率、频率或患者所检测到的脉搏的其他表示。信号是模拟的或数字的,但是仅是脉搏而不是通过整个心搏周期表示相位的波形。替换地,接收到通过整个心搏周期表示不同相位的波形。所述接收是由无线接收器进行的,但是也可以使用有线接口。

[0053] 在动作46中,使用心跳来对齐超声数据的集合或帧的序列。心跳被用来在空间上和/或在时间上限制被用于对齐的相位的确定。对齐是按时间的,使得与一个或多个特定集合或帧相关联的心搏周期的部分或相位被确定。例如,在序列的一个或多个图像中检测心脏事件。心跳相对于心脏事件的延迟被确定以便将序列的时序与心搏周期相关或对齐。

[0054] 动作48表示一种将心跳用于对齐的方法。超声系统图像处理超声数据。图像处理识别由超声数据表示的心搏周期的一部分(例如,相位)。心跳或心率被用于该图像处理。例如,心率被用来识别与心搏周期运动相关联的空间位置或区段。这种空间限制避免了处理其他区段或位置,而是将相位检测集中在心脏相关的运动上。作为另一个示例,搜索是在时间上受限的。心跳指示心搏周期的出现。通过将在超声数据中针对特定相位的搜索限制到按心跳或相对于心跳所建立的时间范围,限制了针对给定相位所处理的超声图像的数量。

根据一个超声数据帧所检测到的心跳相对于心脏事件的正或负的延迟可以被用来限制针对在其他周期中的该相同相位或在相同或其他周期中的其他相位的搜索。

[0055] 一旦相位被确定和/或序列与心搏周期对齐,则相位信息可以被用来计算心脏相关的参数。可以找到心率上的变化。可以确定容量或流量上的变化。可以比较在不同周期但在相同相位处的心脏的图像。可以计算周期之间的在容量、运动或其他特性上的差异。可以比较在相同周期的不同相位处的心脏的图像。可以比较一个周期中的在容量、运动或另一特性上的差异。

[0056] 在一个实施例中,序列被修剪成在相同或相邻相位处开始和结束。剪辑包括通过一个或其他整数数量的心搏周期表示心脏的图像。在其他实施例中可以针对静态显示而选择各个图像。

[0057] 在动作50中,超声心回波描记术系统显示超声图像的序列。该序列是基于对齐的。选择开始和结束相位。替换地,示出了通过序列的每个超声图像的相位。在其他实施例中,显示了具有或不具有相位指示的图像。用户可以沿着模拟的ECG轨迹来选择相位或时间点,并且显示了表示该相位的超声图像。

[0058] 在动作52中,根据超声数据生成一个或多个图像。图像是用于任何成像模式(诸如B模式、颜色、流量、光谱多普勒和/或M模式)。图像是序列中的一个或者是从序列提取的图像。

[0059] 基于在动作48中识别的心搏周期的部分或对齐来生成图像。通过了解心搏周期的部分,可以显示与心搏周期的用户选择或自动选择的部分(例如,收缩末期)相关联的图像。对在不同周期中的相同周期部分的出现的识别允许显示对应的图像以用于比较。来自相同或不同周期的不同部分的图像可以被显示以用于比较。

[0060] 虽然在上文已经通过参考各种实施例对本发明进行了描述,但是应理解的是,可以在不偏离本发明范围的情况下做出许多改变和修改。因此所意图的是,前述详细描述被视为说明性而非限制性的,并且要理解的是,所附权利要求(包括所有等同方式)意图限定本发明的精神和范围。

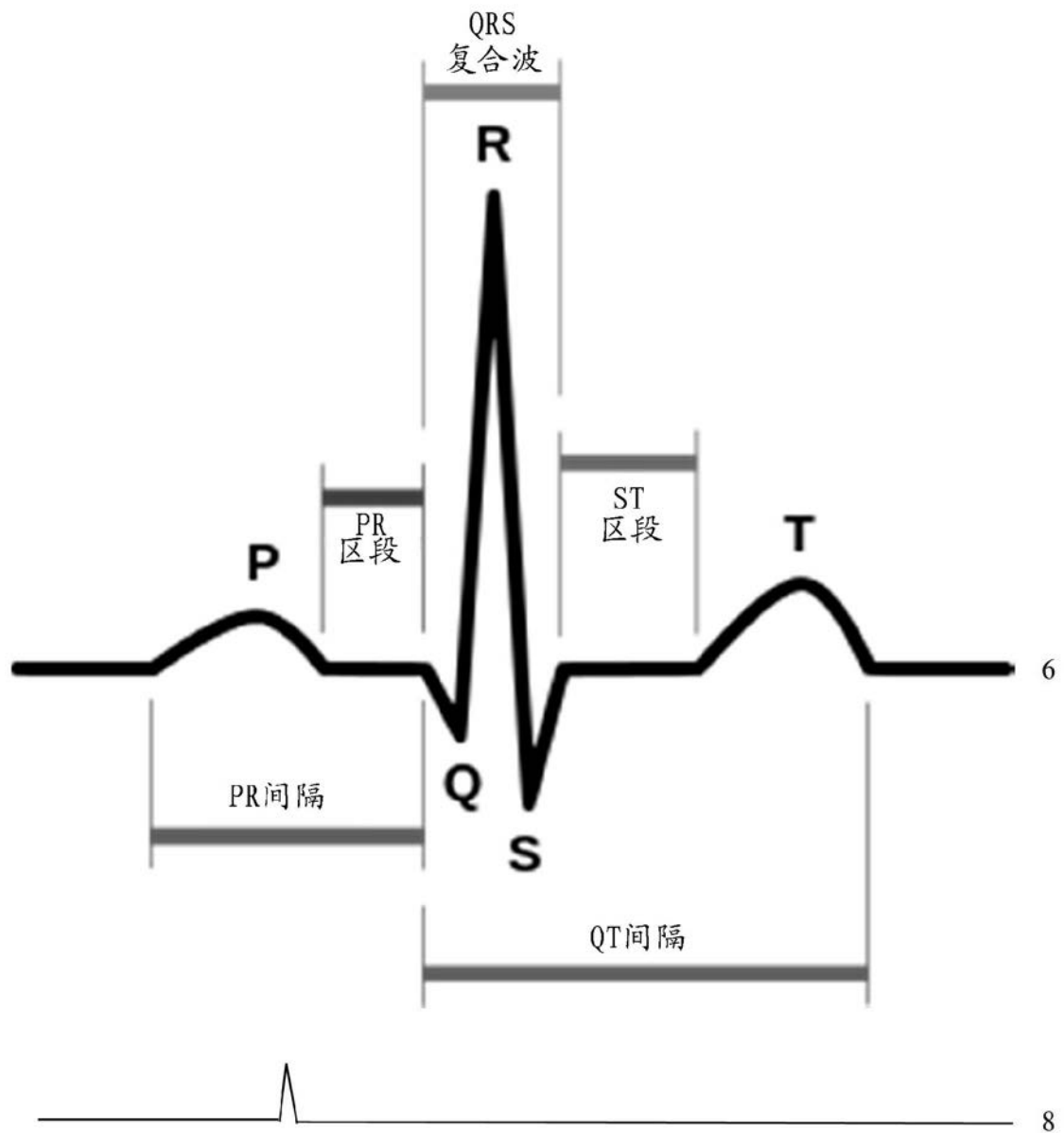


图 1

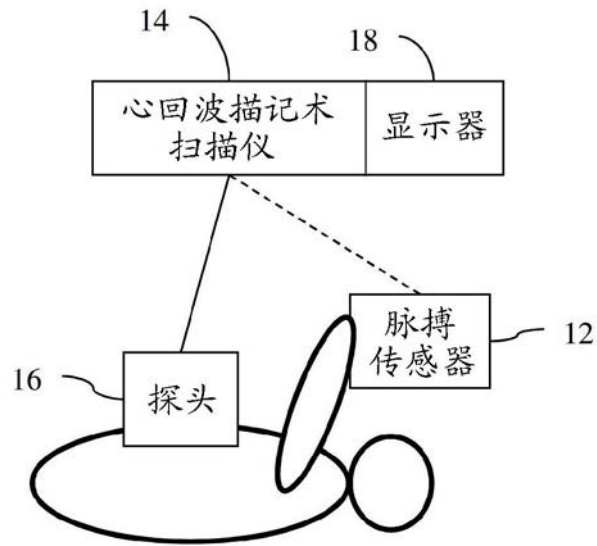


图 2

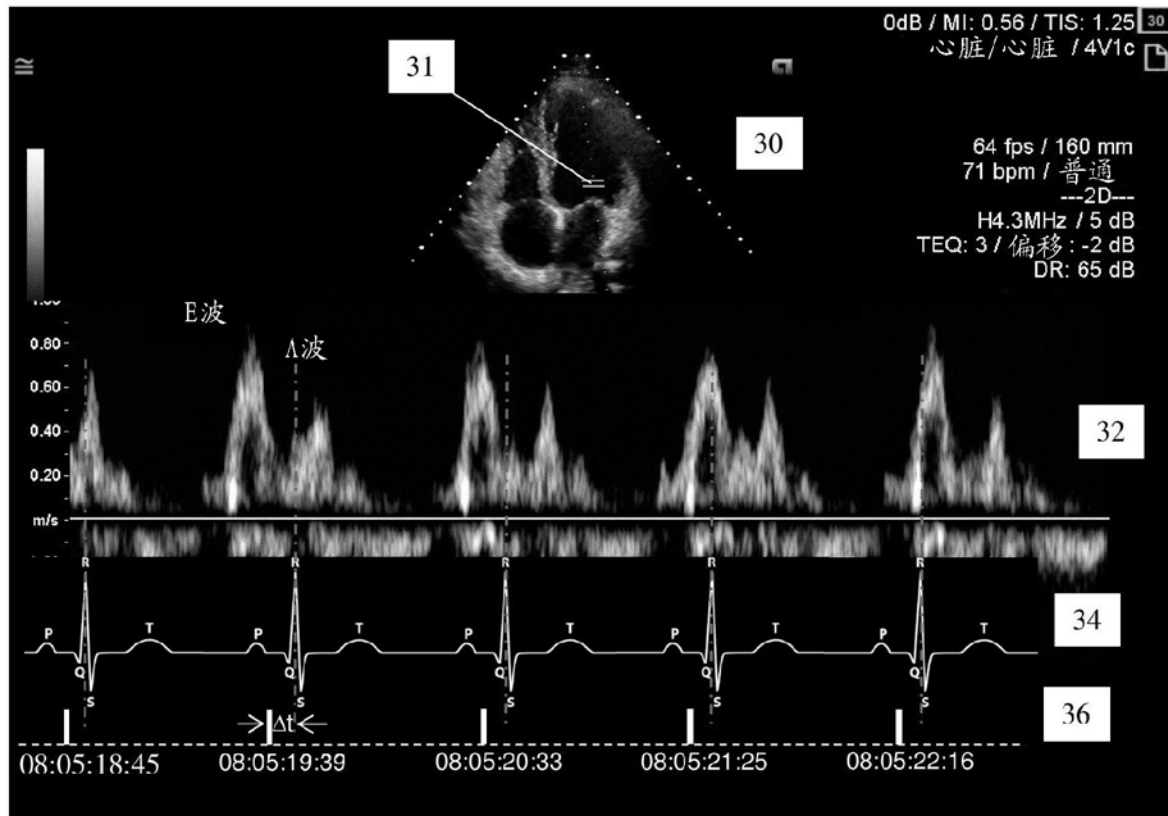


图 3

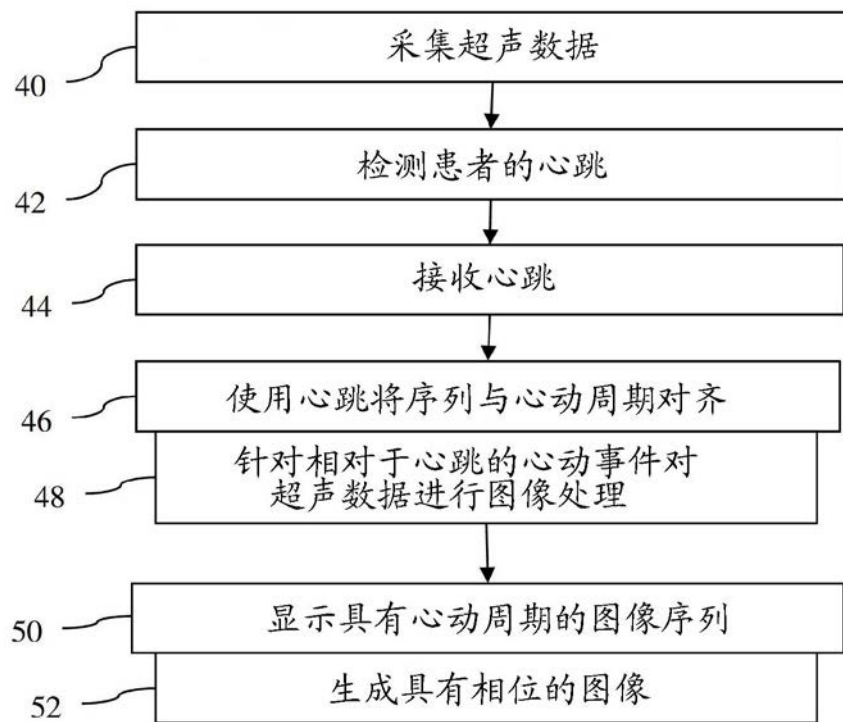


图 4

专利名称(译)	用于在心回波描记术中进行相位确定的心率辅助		
公开(公告)号	CN108309353A	公开(公告)日	2018-07-24
申请号	CN201711248270.4	申请日	2017-12-01
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
当前申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
[标]发明人	翟亮 W. 维尔克宁		
发明人	翟亮 W. 维尔克宁		
IPC分类号	A61B8/02 A61B5/024		
CPC分类号	A61B5/024 A61B8/02 A61B8/48 A61B8/5215 A61B5/02438 A61B5/0245 A61B5/7289 A61B8/0883 A61B8/463 A61B8/5223 A61B8/543 G16H50/30 A61B5/0022 A61B5/02427 A61B5/02444 A61B5/681 A61B5/743 A61B8/486 A61B8/488		
代理人(译)	周学斌 刘春元		
优先权	15/366286 2016-12-01 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及用于在心回波描记术中进行相位确定的心率辅助。一种心率监视器 (12) 提供脉搏或心跳 (8) , 但是没有持续或连续的ECG相位信号和/或具有相对于实际心跳的延迟。对于在心回波描记术中进行相位确定 (46) 来说, 来自心率监视器 (12) 的心跳被用于辅助根据所采集的超声数据对相位进行识别 (48) 。并非仅依赖于ECG或仅依赖于图像处理, 佩戴或手持的心率监视器 (12) 被用于简化基于图像处理的相位识别 (48) 。

