



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105997150 A

(43)申请公布日 2016.10.12

(21)申请号 201610440590.9

(22)申请日 2016.03.30

(30)优先权数据

14/673274 2015.03.30 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 L·翟

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 叶菲 刘春元

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

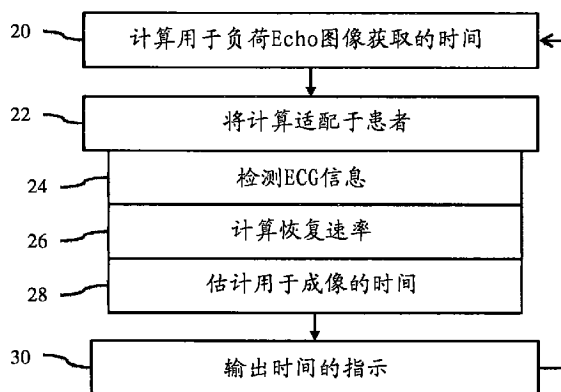
权利要求书2页 说明书9页 附图3页

(54)发明名称

负荷超声心动图中的自适应定时引导

(57)摘要

本发明涉及负荷超声心动图中的自适应定时引导。在负荷超声心动图中提供引导。使用患者特定的信息来预测(28)负荷停止后的恢复时间。预测可以帮助用户在患者相关的时段期间获取针对负荷超声心动图的心脏图像,避免不必要的匆忙,和/或避免不太有用的图像的获取。



1. 一种用于负荷超声心动图引导的方法,该方法包括:
从EKG设备检测(24)患者的多个心率间隔;
通过超声成像系统来根据心率间隔而计算(26)针对患者的恢复速率;
通过超声成像系统来估计(28)当从负荷恢复时用于对患者心脏成像的时间,所述时间根据恢复速率来被估计;以及
在超声成像系统的显示器上输出(30)所述时间。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中检测(24)包括检测(24)RR间隔。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中检测(24)包括检测(24)至少三个心率间隔。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中检测(24)心率间隔包括检测(24)心动周期的长度。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中计算(26)包括将指数曲线拟合于作为时间的函数的心率间隔。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中计算(26)包括计算(26)针对患者的时间常量,并且其中估计(28)包括计算(26)作为时间常量的函数的心率在时间方面的改变,所述时间是当前时间加上改变。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中计算(26)恢复速率包括执行线性回归。
8. 根据权利要求1所述的方法,其中估计(28)时间包括根据阈值而估计(28)时间。
9. 根据权利要求8所述的方法,其中根据阈值而估计(28)时间包括根据恢复速率阈值而估计(28)。
10. 根据权利要求1所述的方法,其中估计(28)时间包括根据从恢复速率导出的心率而估计(28)时间,所述恢复速率包括作为时间的函数的心率间隔中的改变。
11. 根据权利要求1所述的方法,其中输出(30)包括将时间输出(30)为文本、图形、或文本和图形。
12. 根据权利要求1所述的方法,其中输出(30)包括将时间输出(30)为与再查看期间显示的图像相关联。
13. 根据权利要求1所述的方法,还包括:
检测(24)其它心率间隔;
使用其它心率间隔来重复计算(26)、估计(28)、和输出(30)。
14. 一种已经在其中存储了表示指令的数据的非暂时性计算机可读存储介质,所述指令由经编程的处理器(52)可执行以用于负荷超声心动图引导,所述存储介质包括指令用于:
计算(20)在利用超声扫描仪(40)对患者的负荷超声心动图期间用于图像获取的时间;
根据针对患者且来自心电图传感器的心电图信号而对计算(20)进行适配(22);以及
输出(30)时间的指示。
15. 根据权利要求14所述的非暂时性计算机可读存储介质,其中计算(20)包括根据患者的心率和时间常量而计算(20),并且其中适配(22)包括根据来自患者心电图信号的、作为时间的函数的心率中的改变而计算(26)时间常量。
16. 根据权利要求14所述的非暂时性计算机可读存储介质,其中计算(20)包括根据阈值心率而计算(20)。
17. 根据权利要求14所述的非暂时性计算机可读存储介质,其中适配(22)包括根据拟

合于来自患者心电图信号的信息的、表示患者心率恢复的曲线来适配(22)。

18. 根据权利要求14所述的非暂时性计算机可读存储介质,其中输出(30)指示包括输出(30)相对于患者心率恢复的时间的视觉、听觉、或视觉和听觉指示。

19. 一种用于负荷超声心动图引导的系统,该系统包括:

超声扫描仪(40),其被配置用于执行患者的负荷超声心动图;

超声扫描仪(40)的输入端(50),其与心电图设备可连接;以及

处理器(52),其被配置为计算用于患者的负荷超声心动图的负荷后时间窗,所述负荷后时间窗根据输入端(50)处接收的心电图信息来被计算。

20. 根据权利要求19所述的系统,还包括输出端(48),其被配置为指示负荷超声心动图期间相对于负荷后时间窗的时间。

负荷超声心动图中的自适应定时引导

技术领域

[0001] 本实施例涉及医学超声成像。特别地，在结束对患者的负荷(stress)后的有限时间窗内执行负荷超声心动图。

背景技术

[0002] 负荷超声心动图(stress echocardiography)通过研究响应于由身体运动或医学药剂引起的负荷的心脏壁运动和厚度来评估心脏功能。在运动超声心动图期间，患者在跑步机或脚踏车机器上运动直至他们的心率达到目标水平为止。在运动(例如，跑步机上)期间成像可能不可行。因为运动引起的异常壁运动仅持续短的时间量，所以图像必须在运动停止后立即被获取。运动引起的异常壁运动的持续时间是患者相关的且通常在运动停止后小于三分钟。美国超声心动图学会推荐在运动停止后一至两分钟内进行图像获取，而欧洲超声心动图协会推荐小于一分钟。

[0003] 在实践中，规程(protocol)随健康提供方而变化，其中负荷后成像的持续时间任意地设定为从一至十分钟的负荷后图像获取。当规程使用非常短的持续时间时，例如在运动停止后的1分钟内，获得优质数据是有挑战性的。当规程使用较长持续时间时，大量的数据可能是无用的或不太有用。心率已经下降到足够低后获取的图像不示出或示出很少异常壁运动。

发明内容

[0004] 作为介绍，下面描述的优选实施例包括用于负荷超声心动图引导的方法、系统、和计算机可读介质。使用患者特定的信息来预测负荷停止后的恢复时间。预测可以帮助用户在患者相关的时段期间获取针对负荷超声心动图的心脏图像，避免不必要的匆忙，和/或避免不太有用的图像的获取。

[0005] 在第一方面中，提供了用于负荷超声心动图引导的方法。从EKG设备检测患者的多个心率间隔。超声成像系统根据心率间隔而计算针对患者的恢复速率(rate of recovery)并估计在从负荷恢复时用于对患者心脏成像的时间。根据恢复速率来估计时间。所述时间在超声成像系统的显示器上输出。

[0006] 在第二方面中，非暂时性计算机可读存储介质已经在其中存储了表示指令的数据，所述指令由经编程的处理器可执行以用于负荷超声心动图引导。存储介质包括指令，用于：计算在利用超声扫描仪对患者的负荷超声心动图期间用于图像获取的时间，根据针对患者且来自心电图传感器的心电图信号而对计算进行适配，以及输出时间的指示。

[0007] 在第三方面中，提供了用于负荷超声心动图引导的系统。超声扫描仪被配置用于执行患者的负荷超声心动图。超声扫描仪的输入端与心电图设备可连接。处理器被配置为计算用于患者的负荷超声心动图的负荷后时间窗。处理器根据输入端处接收的心电图信息来计算负荷后时间窗。

[0008] 随后的权利要求限定本发明，并且本章节中没有什么应被理解为对那些权利要求

的限制。本发明的另外的方面和优点在下文中结合优选实施例进行讨论。

附图说明

[0009] 组件和各图不一定是按比例绘制的,代替地将重点放在说明本发明的原理上。此外,在各图中,同样的参考标号贯穿不同的视图而指明对应部分。

[0010] 图1是用于负荷超声心动图引导的方法的一个实施例的流程图;

[0011] 图2是示出负荷和恢复期间作为时间的函数的心动间隔(heart interval)的图解;

[0012] 图3是示出作为时间的函数的所计算的心动间隔曲线的图解;

[0013] 图4是示出作为时间的函数的心率的图解;以及

[0014] 图5是用于负荷超声心动图引导的系统的一个实施例的框图。

具体实施方式

[0015] 自适应定时引导被提供用于负荷超声心动图。定时控制对个体患者而个性化。负荷后异常壁运动的持续时间可能取决于个体患者而不同。预测针对个体患者的成像的有效时间窗,而不是在一般化的规程上操作。提供该预测作为对声谱仪操作员(sonographer)的引导可以帮助获得有价值的数据并改善负荷超声心动图的诊断准确性。

[0016] 基于个体患者的心电图(ECG)数据来计算负荷后成像时间窗。用于图像获取的时间窗是基于患者特定的ECG数据而自适应地计算的。在成像期间,时间窗预测可以实时地更新。时间可以被可视地或可听地指示以引导图像获取。定时信息指示了在获取或获取后再查看(review)期间的所获取数据的有用性,并直观地引导成像。

[0017] 图1示出了用于负荷超声心动图引导的方法。帮助声谱仪操作员执行负荷超声心动图。定时信息被呈现给用户以用于确定收集有用数据的剩余时间(例如,在其期间心率还未从负荷中恢复的剩余时间)或用于另一目的。定时信息是患者特定的,诸如适配于给定患者。定时信息可以实时地以持续(ongoing)的方式、一次地、和/或在患者的心率恢复时进行适配。

[0018] 所述方法由图5的系统、超声扫描仪、处理器、或者不同系统或设备执行。在一个实施例中,还正在用于执行负荷超声心动图的超声成像系统执行图1的所有动作。在其它实施例中,ECG设备的处理器执行动作24和/或其它动作(例如,20、22、26、28、和/或30)。

[0019] 可以执行附加的、不同的或较少的动作。例如,动作24-28提供用于适配的一个示例,而其它动作可以用于将动作20的定时计算适配于患者。动作28是动作20的执行的一个实例,但可以是分离的估计。作为另一示例,提供用于执行负荷超声心动图的动作。在又一示例中,时间的指示被记录或存储,而不是输出或附加于输出。

[0020] 动作以所示次序或不同的次序执行。动作从图1的上至下而执行。可替代地,动作22的适配在动作20中的时间的计算前发生。

[0021] 动作在负荷超声心动图之前和/或期间执行。在负荷超声心动图中,超声扫描仪获取患者心脏的B模式图像。可以获取彩色血流和/或频谱多普勒图像。处理器可以确定壁厚度或执行另一负荷超声心动图测量。为了获取图像或度量,超声能量用于扫描患者的一维、二维、或三维视场。视场包括患者心脏的至少一部分。从扫描生成一幅或多幅图像。可以使

用任何现在已知的或稍后开发的成像模式。

[0022] 在动作20中,计算用于图像获取的时间。所述时间用于负荷超声心动图期间的图像获取。所述时间可以在负荷超声心动图之前或期间计算,但与何时获取图像相关。所述时间指示由心率的恢复或充分恢复产生不太有效的成像之前用于获取图像的剩余时间。超声扫描仪用于在负荷停止之后患者心脏的恢复期间的所期望的时间窗内获取图像。所述时间用于恢复期间的图像获取。

[0023] 在一个实施例中,所述时间是留给扫描的时间量或剩余时间。在其它实施例中,所述时间是发生不太有效的成像和/或患者的心率的恢复足以在负荷超声心动图中使成像不太有用的绝对时间,诸如时钟时间。在其它方法中,时间是从终点或从预测成像将不太有效的时候的差。时间可以是正值或负值。例如,在恢复时间后获取的图像以负时间标注。在恢复时间前获取的图像以正时间标注。

[0024] 所述时间根据患者的心率来计算。由于负荷,患者的心率比正常更快。在负荷停止后,心率开始恢复。心率随时间变得更小,最后达到稳定状态。由于负荷超声心动图的目标是测量负荷的效应,所以将在恢复前执行成像。刚好在恢复前的成像可能不如在时间上更靠近停止的成像那么有效。

[0025] 心动周期的长度是心率的倒数(inverse)。在本文使用心率的地方,可以替代地使用间隔。类似地,在使用间隔的地方,可以替代地使用心率。

[0026] 在计算用于负荷超声心动图成像的时间中可以使用任何的各种变量。在一个实施例中,使用心率或间隔和时间常量。在其它实施例中,使用加权常量、偏移常量、或其它变量。动作24-28提供了用于计算时间的一个示例。可以使用其它示例,其使用表示特定于患者的恢复的数据,诸如将恢复视为与时间的线性关系和/或使用起始的稳定状态心率。目标是计算负荷超声心动图成像从期望的成像转变成不期望的或不够有效的成像的时间。

[0027] 在动作22中,时间的计算根据患者而适配。时间是患者特定的信息的函数。从给定患者获取的或表示给定患者的血压、心率、或其它信息用作计算中的变量。多于一个变量可以适配于给定患者。在一个实施例中,使用从针对患者的心电图(ECG)信号中获取的心动周期的间隔。ECG传感器指示间隔或从中导出间隔的心动周期迹线(trace)。在其它实施例中,超声扫描用于测量间隔或心率,诸如使用彩色血流或频谱多普勒以提取心动周期。

[0028] 图2示出了作为时间的函数的心动周期间隔的示例性图解。该间隔从R波重复中测量,因此是R-R(在两个相继的R波之间流逝的时间)间隔。心动周期的其它相位可以用于测量心动周期的间隔或长度。可以使用心率,而不是间隔。

[0029] 在运动(即,负荷施加)和停止负荷后的恢复二者期间示出了间隔。无负荷或处于稳定状态中的患者的每个心动周期可以持续约一秒。不同患者具有不同的稳定状态心动间隔。类似地,不同患者可以具有不同的在给定负荷量下的间隔、由于负荷引起的间隔改变率、恢复期间的间隔改变率和/或间隔曲线的其它特性。

[0030] 在图2中,曲线示出了R-R间隔在运动期间、随着心率从约50秒至350秒上升而减小。间隔曲线然后在恢复期间、随着心率在约350秒处停止负荷后下降而增加。在该示例中,有效的负荷超声心动图成像在350秒和425秒之间发生。其它间隔或间隔改变率可以用于至不太有效的成像的改变。

[0031] 运动后的心率恢复过程可以由等式1建模:

$$RR(t) = b - a e^{(-\frac{t}{\tau})} \quad [1]$$

等式1给出了作为偏移常量b、加权常量a、时间t、和时间常量τ的函数的间隔。函数是指函数。可以使用其它模型,诸如使用不同的、附加的、或较少的变量。任何变量可以被视为在患者之间不变化的常量。一个或多个常量可以被视为在患者之间变化,诸如时间常量和加权常量。

[0032] 间隔的恢复速率是间隔的导数。例如,恢复速率r作为时间t的函数是:

$$r(t) = \frac{dRR(t)}{dt} = \frac{a}{\tau} e^{-\frac{t}{\tau}} \quad [2]$$

针对给定时间T₀求解,在该时间处的恢复速率是:

$$R_0 = r(T_0) = \frac{a}{\tau} e^{-\frac{T_0}{\tau}} \quad [3]$$

等式2或3可以用于确定适于给定患者和/或针对给定负荷的给定患者的常量。在一个实施例中,根据来自患者的心电图信号的作为时间的函数的心率中的改变来计算针对患者的时间常量。时间常量和/或其它变量用于根据特定于患者的作为时间的函数的间隔曲线来适配时间的计算。该曲线表示患者心率的恢复。通过将曲线或模型拟合于针对特定患者的所测量的心率或间隔信息,可以确定针对该患者的曲线或模型的一个或多个特性,并将其用于计算时间。

[0033] 动作24、26和28表示用于适配时间的计算的一个实施例。可以提供附加的、不同的、或更少的动作。

[0034] 在动作24中,从ECG设备检测患者的多个心率间隔。ECG设备输出心率,因此使用心率的倒数。可替代地,ECG设备输出心动周期迹线。超声成像系统的处理器根据所述迹线来确定心动间隔或心率。

[0035] 可以使用任何心动间隔或心率计算。在一个实施例中,应用R波检测器。从也具有足够高的大小峰值的心动周期迹线的斜率中的改变来检测R波。可以使用其它R波检测技术。可以使用心动周期的其它相位。通过检测接连的或顺序的R波,测量R-R间隔(例如,心动周期的长度)和心率。

[0036] 可以检测任何数量的间隔或心率测量。例如,检测两个或多个(例如,至少三个或四个)间隔。检测在负荷停止时发生。患者在运动或其它负荷引发活动期间连接至ECG设备。在停止负荷时,来自ECG设备的输出用于检测心率间隔。例如,在停止运动时,获取几个搏动的ECG数据(例如,四个搏动),以及根据ECG数据计算R-R间隔。

[0037] 在动作26中,计算恢复速率。可以根据所检测的心率或心率间隔来计算特定于患者的恢复速率。恢复速率基于患者的ECG数据。例如,所检测的间隔是沿恢复曲线的样本。测量间隔的检测时间和间隔的长度。通过作为时间的函数来绘制间隔,提供针对患者的沿恢复曲线的样本。

[0038] 曲线拟合于样本以确定特定于患者的恢复曲线。指数的、多项式的、或其它曲线拟合于样本。执行线性回归或其它曲线拟合。可替代地,使用模型。在没有曲线拟合的情况下根据样本来计算恢复速率。

[0039] 通过使用拟合曲线和/或样本,为患者计算形成恢复模型的常量。图3示出了从等式1表示的模型产生的示例性恢复曲线。该曲线使用b=1.09s、a=0.76s、及τ=65秒。图4示

出了对应的经模拟的心率恢复曲线,是图3的曲线的逆(inverse)。代替于使用等式1作为模型,等式2可以用作模型。使用随时间中改变的所检测间隔方面的导数或改变。

[0040] 为了确定患者特定的常量,使用所检测的样本或拟合曲线。例如,使用等式2的模型,“a”被视为针对所有患者恒定,诸如0.75s的值或其它值。计算针对特定患者的时间常量。通过使用R-R间隔,使用等式2找到 τ 。可以使用等式1或其它模型。在提供多于两个间隔度量的情况下,可以多次计算时间常量。可以使用从针对患者的度量产生的不同时间常量的平均值、中值、或其它统计组合。

[0041] 自然现象和/或测量噪声引起间隔中的可变性。可以对间隔、对于作为时间的函数的间隔的曲线拟合、或用于导出间隔的其它ECG数据进行滤波。低通滤波器移除较高频率噪声以使信息平滑、减少时间常量的可变性。

[0042] 在其它实施例中,为患者计算多于一个变量。例如,为特定患者计算“a”和/或“b”。可以使用在给定所检测间隔的数目的情况下针对变量数目的任何解。

[0043] 常量用于反映恢复速率。在使用曲线拟合的情况下,曲线表示恢复速率。可以使用曲线拟合或常量中的任一个或二者。使用来自诸如等式2的模型的常量来计算恢复速率。可替代地,恢复速率被计算为曲线斜率中的改变。在还其它的实施例中,没有特别计算恢复速率。计算常量或曲线来表示恢复速率。可以使用特定于给定患者的恢复的其它特性。

[0044] 在动作28中,估计用于患者心脏成像的时间。处理器估计直至心率恢复为止的时间。在停止负荷后,确定直至恢复或阈值量的恢复发生为止的时间。预测对于恢复速率下降至阈值所花费的时间。

[0045] 所述时间根据阈值来估计。阈值是预定的值,诸如通过编程来设置。可以使用典型的或实验的值。在其它实施例中,使用声谱仪操作员、机构的策略、或医疗组的推荐。

[0046] 阈值心率指示以其的成像被认为是有效的心率。可以使用任何阈值心率,诸如标准心率或声谱仪操作员设置的心率。在其它实施例中,使用心率中的改变。当心率中的改变量变得较小时,于是成像被认为是不太有效的。阈值是间隔、心率、恢复速率、恢复速率中的改变、或者模型或恢复曲线的其它特性。

[0047] 阈值限定沿恢复曲线的、在该处成像从充分转变至不充分的时间。转变可以是任意的或被设置为包括不太准确的图像或避免包括不太准确的图像。可以使用任何阈值。阈值相对于恢复中预期的异常壁运动持续性来设置。阈值被选择为处于沿恢复曲线或模型中的点处,在该点处心率恢复的速率减小至不太代表异常壁运动,假定针对患者发生了异常壁运动。

[0048] 在使用等式2的模型的示例中,r是随时间的恢复速率中的改变。等式3的 R_0 被设置为用以表示转变的恢复速率中的改变的阈值量。阈值改变发生在时间 T_0 处。估计时间 T_0 。

[0049] 时间的估计是恢复速率或动作26中计算的其它患者特定的恢复特性的函数。例如,处理器根据患者特定的时间常量来计算心率的时间中的改变。时间是从恢复速率导出的心率的函数。所述时间根据作为时间的函数的心率间隔中的改变来被估计。

[0050] 所述时间被估计为当前时间加上改变。替代于或附加于估计绝对时间(例如,3:25:43),所述时间被估计为从当前时间的时间中的改变或时间差(例如,以68秒)。

[0051] 在一个实施例中,通过组合等式2和3来确定时间中的改变 Δt ,给出:

$$\Delta t = T_0 - t = \tau \ln \frac{r(t)}{R_0} \quad [4]$$

在 $\Delta t > 0$ 时, 等式4示出了恢复速率从当前时间 t 到达阈值所花费的时间。在 $\Delta t < 0$ 时, 绝对值 $|\Delta t|$ 示出了自从阈值以来已经经过的时间。可以使用时间的其它估计。例如, 阈值应用于针对患者的恢复曲线以找到绝对时间。

[0052] 在动作30中, 输出时间的指示。指示是音频和/或可视指示。音频指示符可以是任何可听的声音, 诸如滴答声、蜂鸣声、啁啾声、噪声猝发、语音记录、或其组合。例如, 通过扬声器生成蜂鸣声或多个快速蜂鸣声的序列来表明时间和/或趋近所述时间。

[0053] 可视指示符可以是显示器上的文本或其它可视输出。时间或剩余时间被输出为超声成像系统的显示器上的超声图像上或旁边的文本。随着成像继续, 时间可以倒计时。如果成像继续超过所述时间, 则时间可以数完。

[0054] 对于非文本的可视指示, 可以使用文本的、图形的、或其它符号的闪烁、着色、或其组合。在其它可视指示中, 显示图形。图形可以是收缩或扩张以表示趋近所述时间的条。图形可以是针对患者的所建模的恢复曲线, 其具有标记或颜色编码以指示当前时间、阈值时间、和/或时间差。可以使用闪光。

[0055] 指示具有预定或设置的特性。可替代地, 根据时间或其它恢复曲线或模型特性来控制一个或多个特性。指示可以随着时间更近而变化, 诸如在时间处于阈值时段内时改变颜色或闪光。

[0056] 指示符提供了相对于患者的心率恢复的时间。视觉和/或听觉指示符可以用于引导负荷超声心动图期间的图像获取。例如, Δt 使用屏幕上的文本或图形来可视地显示并实时地更新以向声谱仪操作员示出剩下用于获取有用图像的时间量。

[0057] 先前所获取的负荷超声心动图图像的再查看可以受益于时间的指示。时间在再查看期间与所显示的图像一起输出。时间是针对相对于恢复在何时获取图像。在再查看期间, 指示符指示在阈值时间之前或之后何处获取了当前图像。

[0058] 图1示出了从动作30至动作20的反馈。反馈可以是动作28和/或至另一动作。反馈表示成像会话期间动作的重复。在发生恢复时, 可以基于较新近的信息来更新时间估计或计算。检测其它心率间隔。代替于或附加于先前检测的间隔而使用更新近检测的间隔来再次计算时间。例如, 针对从ECG数据测量的每个间隔而计算 $r(t)$ 。使用可用ECG数据的集合来重新计算时间常量、其它常量、曲线、或曲线特性。使用重复更新的值和/或曲线来估计相对于恢复信息的速率或其它定时中的改变。随着恢复和成像继续, 以附加的心率间隔来重复动作24的检测、动作26的计算、动作28的估计、以及动作30的输出。

[0059] 图5示出了用于负荷超声心动图引导的一个实施例。在负荷超声心动图期间, 通过相对于心率从负荷的恢复的时间的指示来引导声谱仪操作员。为了负荷超声心动图后的再查看, 部分地通过相对于恢复的图像获取的定时来指示图像的可靠性。

[0060] 系统实现图1的动作。例如, 处理器52利用动作30的指示向显示器48的输出来实现动作。作为另一示例, ECG设备56实现动作24。可替代地, 系统实现不同的、附加的、或更少的动作。

[0061] 系统包括医学诊断超声扫描仪40和ECG设备56。可以提供附加的、不同的、或更少的组件。例如, 提供超声扫描仪40外部的用于分析ECG信号的处理器。作为另一示例, ECG设

备56集成在超声扫描仪40内。在又一示例中,不提供ECG设备56,因为超声扫描仪40使用超声数据来确定心动周期特性(例如,间隔)。对于另一示例,提供扬声器。

[0062] ECG设备56是处理器、电路、和/或电极。可以使用任何现在已知或稍后开发的ECG设备。通过将电极置于患者上,生成患者心动周期的心动迹线。ECG设备56检测心动周期的R波、其它相位、间隔、和/或心率。可替代地,超声扫描仪40根据从ECG设备56接收的迹线信号来检测心动周期的相位。

[0063] 超声扫描仪40是医学诊断超声成像系统。在其它实施例中,超声扫描仪40是也可以成像的治疗系统。可以使用任何现在已知的或稍后开发的系统用于负荷超声心动图。使用处理器52作为控制器、具有硬件和/或具有软件的超声扫描仪40被配置用于执行患者的负荷超声心动图。在成像会话期间,换能器探头42被定位以扫描患者的心脏,并且在诸如运动之类的负荷停止后的心率恢复期间生成图像。

[0064] 超声扫描仪40包括换能器探头42、波束形成器44、图像处理器46、显示器48、输入端50、处理器52、以及存储器54。可以提供附加的、不同的、或更少的组件。例如,图像处理器46和处理器52相组合。作为另一示例,存储器54是远程的或不是超声扫描仪40的部分。作为又一示例,提供扫描转换器、时间滤波器、空间滤波器、扬声器、或其它超声成像组件。

[0065] 换能器探头42具有外壳和换能器元件阵列。外壳被适配或成形用于患者外表上的手持使用。可替代地,外壳被成形为导管、术中探头、腔内探头、经食道探头、或其它现在已知或稍后开发的换能器探头。阵列是线性的、多维的、环形的、或其它现在已知或稍后开发的压电或微机电元件的阵列。

[0066] 换能器探头42响应于来自波束形成器44的电信号而生成声能。为了成像,由换能器探头42接收的声学回波被换能成电信号,并且换能器探头42将电信号提供到波束形成器44。

[0067] 波束形成器44是发射波束形成器、接收波束形成器、或既发射又接收的波束形成器。作为发射波束形成器,波束形成器44在多个通道中包括波形生成器或脉冲发生器、延迟、相位旋转器、定时生成器、放大器、其组合或其它现在已知或稍后开发的发射波束形成器组件。为了发射,波束形成器44为用于对应多个换能器元件的多个通道中的每一个生成相对延迟的和切趾的波形。换能器探头42响应于波形而形成一个或多个声学波束。

[0068] 作为接收波束形成器,波束形成器44包括具有延迟、相位旋转器、放大器、或其组合的通道并包括一个或多个求和器用于将来自每个通道的信号加在一起。为了接收,波束形成器44生成表示不同空间位置的样本。生成用于B模式、流模式、多普勒模式、频谱多普勒模式、谐波成像、对比剂检测或其它模式的样本。

[0069] 经接收波束形成的样本被提供至图像处理器46用于生成图像。图像处理器46是检测器、滤波器、扫描转换器、三维处理器、其组合或其它现在已知或稍后开发的图像生成器。检测是B模式(强度)、流模式(速度、能量、和/或变化)、频谱多普勒和/或其它检测器。样本被检测、扫描转换、并提供至显示器48。

[0070] 显示器48是监视器、液晶显示器、等离子体显示器、发光二极管显示器、打印机、投影仪、或用于输出一幅或多幅图像以供查看的其它设备。可以使用任何现在已知或稍后开发的显示设备。显示器48是超声扫描仪40的部件,但可以是远程设备,诸如壁装式或远程工作站显示器。

[0071] 显示器48示出患者心脏的一幅或多幅图像。图像作为负荷超声心动图的部分而被生成。在负荷超声心动图期间,超声扫描仪40也输出引导。引导使用患者特定的信息来预测何时获取用于检测心脏异常性的充分或期望的图像。相对于心率恢复的定时用于引导声谱仪操作员和/或帮助诊断。

[0072] 输入端50是用于与ECG设备56的电气和物理连接的接口。来自ECG设备56的线缆插入到输入端50中用于接收电极信号、心动迹线信号、和/或所检测的心动周期信息(例如,R波定时和/或间隔)。插入是可释放的使得输入端50可与ECG设备56连接。所接收的ECG数据是在负荷超声心动图期间来自特定患者的,因此是患者特定的。

[0073] 处理器52是通用处理器、数字信号处理器、控制器、专用集成电路、现场可编程门阵列、定时器、模拟电路、数字电路、其组合、或用于计算相对于心率恢复的时间的其它现在已知或稍后开发的设备。处理器52接收ECG数据,计算患者心率从负荷的恢复的患者特定的特性,以及计算相对于恢复的定时信息。例如,处理器52由硬件、软件、和/或固件来配置以计算用于患者的负荷超声心动图的负荷后时间窗。负荷后时间窗是在其期间心率仍然在恢复的时段。如与心率基本上或完全从负荷恢复的时候相对,心脏的异常性在恢复时段期间的图像中可能更容易检测。处理器52使用输入端50处接收的心电图信息来计算时间窗。例如,基于ECG数据的或在输入端50处接收的R-R间隔用于确定针对变量的值。所述值在计算时间窗中使用。

[0074] 处理器52被配置成输出至扬声器或显示器48。在负荷超声心动图期间输出相对于负荷后时间窗的时间。恢复前剩余的时间和/或在其期间发生诊断上更加有用的成像的时间可视地或可听地被指示给用户。例如,图像处理器46输出表示患者心脏的图像或图像序列。处理器52向心脏图像添加文本、图形、或其它指示符或通过心脏图像来进行所述添加。文本、图形、或其它指示符示出了定时信息。显示器48通过来自处理器52的输出而被配置以指示负荷超声心动图期间相对于负荷后时间窗的时间。在其它实施例中,输出可以用于先前获取的图像的再查看。

[0075] 存储器54是非暂时性计算机可读存储介质,诸如高速缓存、缓冲器、RAM、可移除介质、硬驱动器、或其它计算机可读存储介质。计算机可读存储介质包括各种类型的易失性和非易失性存储介质。存储器54存储ECG数据、恢复信息、恢复模型、患者特定的信息、图像、指示符、或用于负荷超声心动图引导的其它信息。存储输入、输出、和/或正在处理的信息。

[0076] 存储器54或另一存储器存储用于处理器52和/或其它处理器的指令。表示由经编程的处理器可执行以用于负荷超声心动图引导的指令的数据存储在存储器中。指令用于实现本文所讨论的过程、方法、和/或技术。图中所图示的或本文中所述的功能、动作、或任务响应于存储在计算机可读存储介质中或其上的一个或多个指令集来执行。功能、动作或任务独立于指令集、存储介质、处理器或处理策略的特定类型,并可以由单独地或以组合而操作的软件、硬件、集成电路、固件、微代码等来执行。同样地,处理策略可以包括多重处理、多重任务化、并行处理等。在一个实施例中,指令存储在可移除的介质设备上,以供本地或远程系统读取。在其它实施例中,指令存储在远程位置中,用于通过计算机网络或在电话线上传递。在还其它的实施例中,指令存储在给定计算机、CPU、GPU、或系统内。

[0077] 虽然上面已经通过参照各种实施例描述了本发明,但应该理解的是,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

的而不是限制性的,并且理解到,是随后的权利要求、包括所有等同物旨在限定本发明的精神和范围。

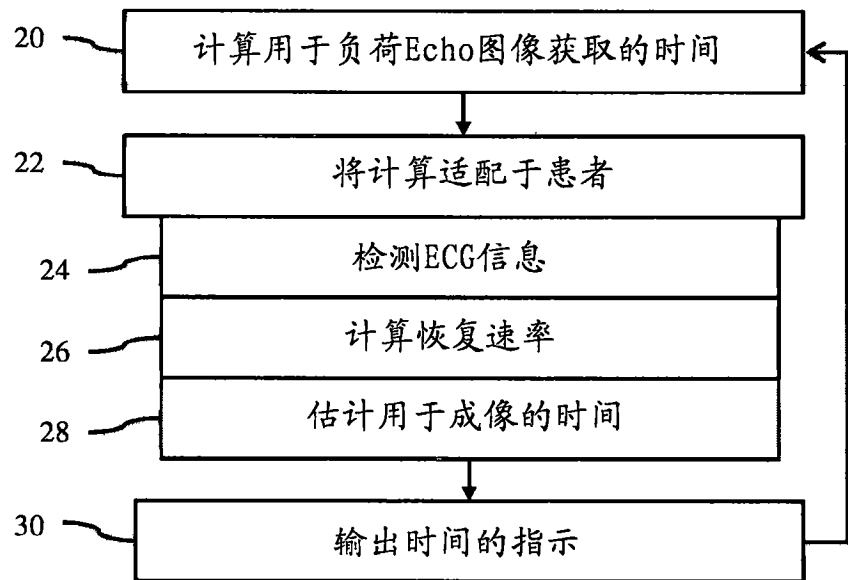


图1

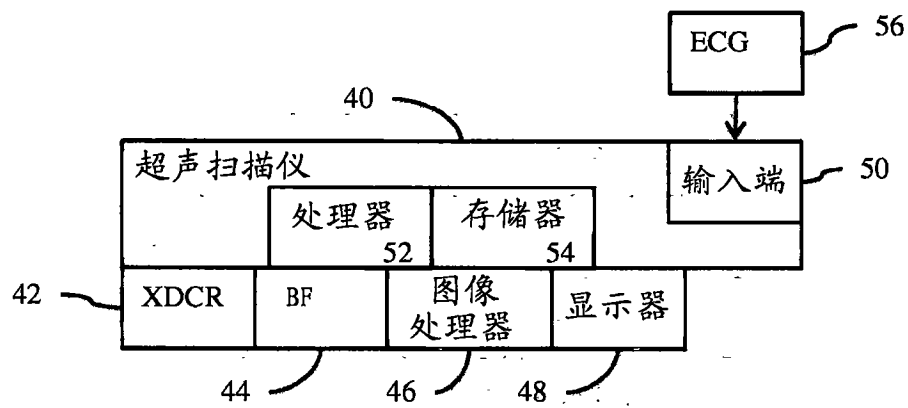


图5

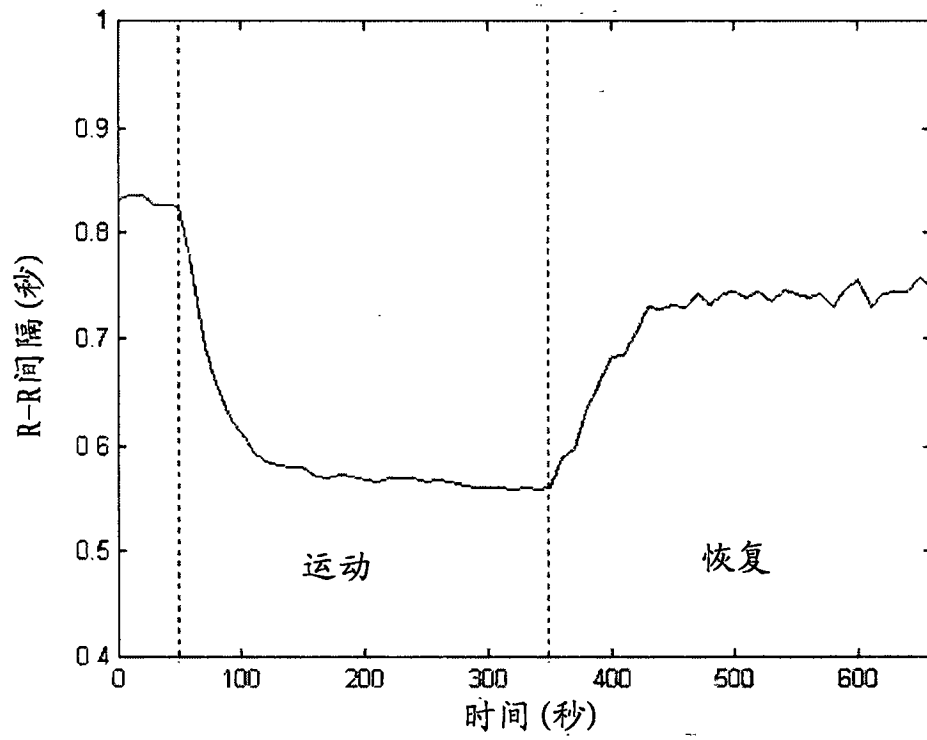


图2

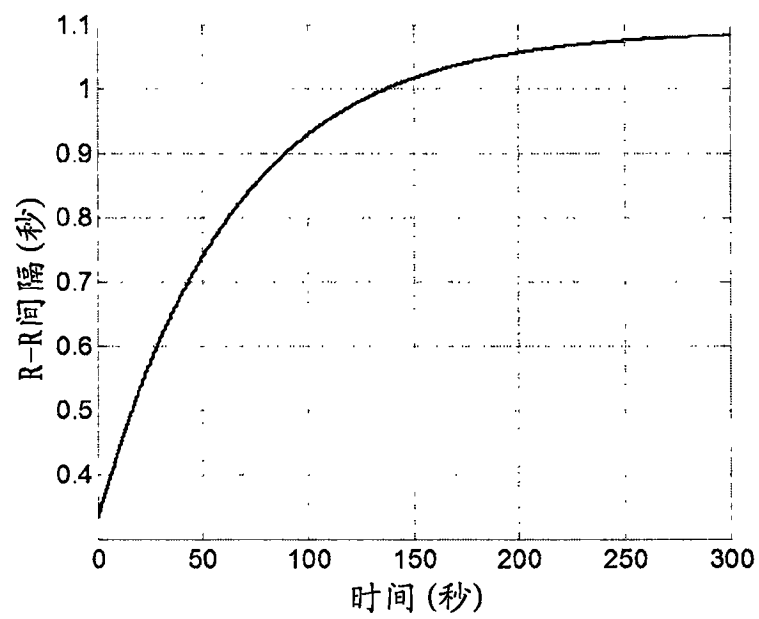


图3

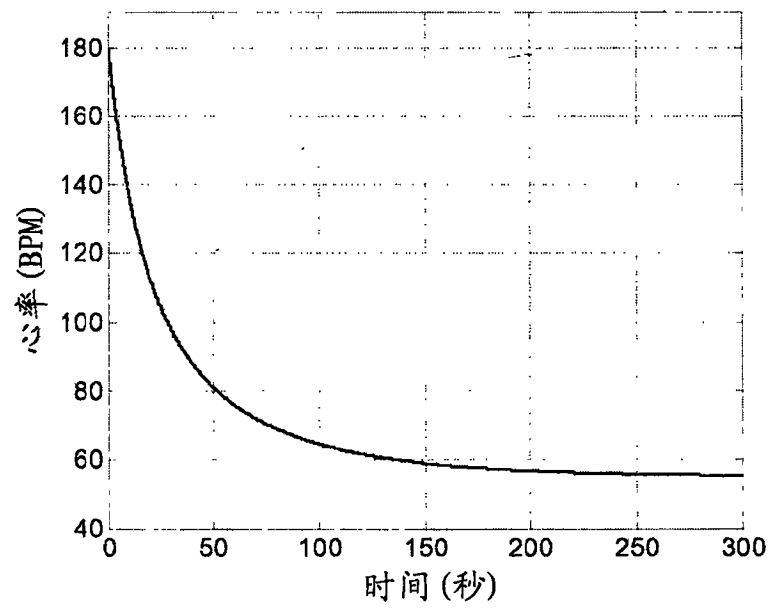


图4

专利名称(译)	负荷超声心动图中的自适应定时引导		
公开(公告)号	CN105997150A	公开(公告)日	2016-10-12
申请号	CN201610440590.9	申请日	2016-03-30
[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	L·翟		
发明人	L·翟		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/0402		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/7275 A61B8/0883 A61B8/48 A61B8/52 A61B8/5292 A61B5/0245 A61B5/0456 A61B5/4884 A61B8/02 A61B8/5223 G16H50/30 A61B5/7235 A61B8/06		
代理人(译)	叶菲 刘春元		
优先权	14/673274 2015-03-30 US		
其他公开文献	CN105997150B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及负荷超声心动图中的自适应定时引导。在负荷超声心动图中提供引导。使用患者特定的信息来预测(28)负荷停止后的恢复时间。预测可以帮助用户在患者相关的时段期间获取针对负荷超声心动图的心脏图像，避免不必要的匆忙，和/或避免不太有用的图像的获取。

