



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107072635 A

(43)申请公布日 2017. 08. 18

(21)申请号 201580048972.0

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2015.08.26

代理人 李光颖 王英

(30)优先权数据

62/048,853 2014.09.11 US

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

G06T 5/50(2006.01)

2017.03.10

G06T 7/00(2017.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2015/056457 2015.08.26

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/038491 EN 2016.03.17

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 R·J·施耐德

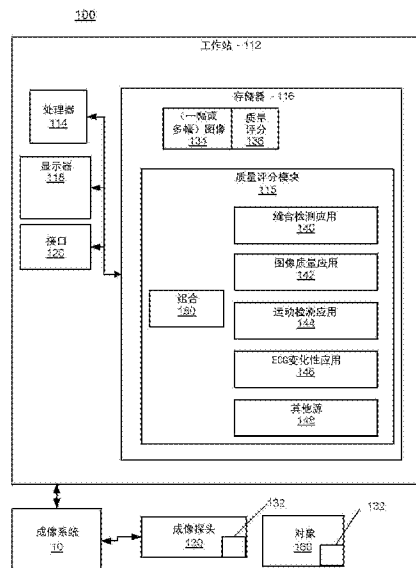
权利要求书2页 说明书8页 附图5页

(54)发明名称

用于中间用户反馈的多跳超声心动图采集的质量度量

(57)摘要

一种成像系统,包括成像设备(10),所述成像设备被配置为在多跳采集模式中采集图像。质量评分模块(115)被存储在存储器中并且被配置为评价多跳周期的各部分之间的所述图像中的改变以计算指示所述图像的适合性的质量评分(136)。显示器(118)被包括,其用于查看所述图像并且将所述质量评分显示为针对所述图像的实时反馈。



1. 一种成像系统,包括:

成像设备(10),其被配置为在多跳采集模式中采集图像;

质量评分模块(115),其被存储在存储器中并且被配置为评价多跳周期的各部分之间的所述图像中的改变以计算指示所述图像的适合性的质量评分(136);以及

显示器(118),其用于查看所述图像并且将所述质量评分显示为针对所述图像的实时反馈。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述质量评分模块(115)包括来自多个源的输入以评价总体图像适合性。

3. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述质量评分模块包括用于计算图像缝合位置之间的缝合评分的应用(140)。

4. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述质量评分模块包括用于计算心动周期期间的波形之间的心电图变化性评分的应用(142)。

5. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述质量评分模块包括用于基于图像中的扫描线计算图像质量评分的应用(144)。

6. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述质量评分模块包括用于基于成像期间的运动测量结果计算运动评分的应用(146)。

7. 根据权利要求1所述的系统,还包括至少一个运动测量设备(132),所述至少一个运动测量设备用于确定所述周期期间成像设备与被成像的对象之间的相对运动。

8. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述质量评分模块包括组合方法(150),所述组合方法将个体质量评分组合为总体质量评分。

9. 一种成像系统,包括:

超声成像设备(10),其被配置为在心电图多跳采集模式中采集图像;

质量评分模块(115),其被存储在存储器中并且被配置为评价多跳周期的各部分之间的所述图像中的改变以计算指示所述图像的适合性的质量评分(136),所述质量评分模块包括将个体质量评分组合为总体质量评分的组合方法(150);

显示器(118),其用于查看所述图像并且将所述质量评分显示为针对所述图像的实时反馈;以及

接口(120),其被配置为允许基于所述总体质量评分对所述图像在接受或拒绝。

10. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述质量评分模块(115)包括来自多个源的输入以评价总体图像适合性。

11. 根据权利要求9所述的系统,其中,个体质量评分包括以下各项中的一项或多项:图像缝合位置之间的缝合评分;心动周期期间的波形之间的心电图变化性评分;基于所述图像中的扫描线的图像质量评分;和/或基于成像期间的运动测量结果的运动评分。

12. 根据权利要求9所述的系统,还包括至少一个运动测量设备(132),所述至少一个运动测量设备用于确定所述周期期间成像设备与被成像的对象之间的相对运动。

13. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述总体质量评分包括最小个体质量评分,并且所述组合方法(150)根据多个源确定所述最小个体质量评分。

14. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述总体质量评分包括所有个体质量评分的数学组合,并且所述组合方法(150)采用数学运算以根据多个源计算所述总体质量评分。

15. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述总体质量评分包括所有个体质量评分的加权组合,并且所述组合方法(150)采用针对每个个体质量评分的加权以根据多个源计算所述总体质量评分。

16. 一种成像方法,包括:

在多跳采集模式中采集(302)图像;

对所述图像进行质量评分(304)以评价多跳周期的各部分之间的所述图像中的改变,从而计算指示所述图像的适合性的质量评分;并且

显示(322)所述图像和作为针对所述图像的实时反馈的所述质量评分。

17. 根据权利要求16所述的方法,其中,质量评分包括从多个源接收(306)输入以评价总体图像适合性。

18. 根据权利要求16所述的方法,其中,质量评分包括计算(308)图像缝合位置之间的缝合评分。

19. 根据权利要求16所述的方法,其中,质量评分包括计算(310)心动周期期间的波形之间的心电图变化性评分。

20. 根据权利要求16所述的方法,其中,质量评分包括基于图像中的扫描线来计算(312)图像质量评分。

21. 根据权利要求16所述的方法,其中,质量评分包括基于成像期间的运动测量结果来计算(314)运动评分。

22. 根据权利要求16所述的方法,还包括将个体质量评分组合(316)为总体质量评分。

用于中间用户反馈的多跳超声心动图采集的质量度量

技术领域

[0001] 本公开涉及医学仪器,并且更具体地用于指示多跳(multi-beat)超声心动图测量结果的的质量的度量、系统和方法。

背景技术

[0002] 在超声心动图中,在视场(FOV)、空间分辨率与时间分辨率之间进行权衡。通常,如果更多地需要一个参数,则其他参数受损害。例如,如果要求较大的FOV,则空间分辨率(和图像质量)和时间分辨率可能降低。该权衡可以通过使用心电图(ECG)门控多跳采集在超声心动图中(尤其地针对3D体积采集)被规避。这些采集利用心脏运动的周期性构建具有比可以在单个周期中获得相同FOV时以其他方式获得的更高的空间分辨率和时间分辨率两者的大的FOV图像。

[0003] 多跳采集通常通过仅采集任何给定周期中的FOV的部分或分段来操作,其中,采集的定时是从ECG波形(特别地R峰)驱动的。一旦采集完成,则模式然后将多个分段缝合为单幅图像。这可以在超声系统(例如,Philips®EPIQ™系统)上的2Q、4Q和6Q采集模式(在本文中被称为NQ采集模式)中看到。另一多跳采集模式(被称为“HVR”模式)以稍微不同的方式来操作,其中,其贯穿任何给定心动周期中的整个FOV采集扫描线的稀疏子集。以类似稀疏模式在后续心动周期中采集FOV中的扫描线的剩余的集合。在任何给定时间处,图像由针对给定帧的所采集的扫描线的集合或者扫描线的内插形成,图像内容应当从一个跳动到另一个并不表现为正确地排列成行。

[0004] 关于多跳采集的一个问题在于,其依赖于心脏和探头在一连串心动周期期间在相同位置中的假设。然而,心脏或探头在不同的跳动期间常常在稍微不同的位置中,这是由于由临床医师对的探头的移动、患者的移动、由于呼吸的心脏的移动或者跳动间变化性。由于内插然后将被用于与实际上采集的扫描线相对填充体积的事实,因而这些移动表现为针对NQ图像模式的情况的最终图像序列中的缝合伪影,或者在HVR模式的情况下,较低的图像质量(IQ)。这些事件可以是细微的,但是可以导致图像的量化中的变化性和不准确性。当前,临床医师检测何时这样的采集包含这些伪影或较低的IQ,并且基于严重性决定是否采集另一图像。当伪影或较低的IQ不是立即地可见的(由于图像的3D性质并且由于其细微性质)时,准确的检测可能是耗时的并且可能要求很多技能。

发明内容

[0005] 根据本原理,一种成像系统包括成像设备,所述成像设备被配置为在多跳采集模式中采集图像。质量评分模块被存储在存储器中并且被配置为评价多跳周期的各部分之间的所述图像中的改变以计算指示所述图像的适合性的质量评分。提供了用于查看所述图像并且将所述质量评分显示为针对所述图像的实时反馈的显示器。

[0006] 另一成像系统包括超声成像设备,所述超声成像设备被配置为在心电图多跳采集模式中采集图像。质量评分模块被存储在存储器中并且被配置为评价多跳周期的各部分之

间的所述图像中的改变以计算指示所述图像的适合性的质量评分。所述质量评分模块包括将个体质量评分组合为总体质量评分的组合方法。被显示器包括,用于查看所述图像并且将所述质量评分显示为针对所述图像的实时反馈。接口被配置为允许基于所述总体质量评分对所述图像在接受或拒绝。

[0007] 一种成像方法包括:在多跳采集模式中采集图像;对所述图像进行质量评分以评价多跳周期的各部分之间的所述图像中的改变,以计算指示所述图像的适合性的质量评分;并且显示所述图像和作为针对所述图像的实时反馈的所述质量评分。

[0008] 本公开的这些和其他目标、特征和优点将根据要结合附图阅读的本公开的说明性实施例的以下详细描述而变得显而易见。

附图说明

[0009] 本公开将参考以下附图详细呈现优选实施例的以下描述,其中:

[0010] 图1是示出根据一个实施例的提供用于评价图像的质量度量的超声成像系统的框/流程图;

[0011] 图2是示出根据另一实施例的更详细地示出用于评价图像的质量评分模块的超声成像系统的框/流程图;

[0012] 图3是示出根据一个实施例的用于计算缝合质量度量的缝合位置的示图;

[0013] 图4是示出根据一个实施例的用于计算ECG变化性质量度量的波形的示图;

[0014] 图5是示出根据一个实施例的用于提供图像上的反馈的其中所显示的质量评分的图像;并且

[0015] 图6是示出根据说明性实施例的用于使用质量度量进行成像的方法的框/流程图。

具体实施方式

[0016] 根据本原理,提供了针对多跳采集的自动化和中间质量评分,其可以由临床医师采用以评估采集的质量和针对量化的图像的随后的值。质量可以来源于多个源,例如,基于图像的分析、ECG波形的分析(其被用于针对采集的门控过程)、通过基于图像的运动估计所检测的探头运动、基于传感器(即、电磁、光学或加速度计传感器)的估计等。

[0017] 常规地,取决于临床医师执行扫描以基于临床医师在采集之后可以在图像中观察到什么来评估多跳采集的质量或其缺少。检测NQ成像模式的情况下的伪影或HVR模式的情况下的较低的图像质量常常是困难的。在NR成像模式的情况下,用户需要知道图像如何形成(即,通过采集然后在已经获得所有心动周期之后被缝合在一起的多个邻近分段)。利用该信息,用户然后需要知道在何处寻找缝合伪影。缝合伪影的位置可以取决于在采集期间使用多少周期而改变。即使如此,缝合伪影可以在扫描会话期间不是立即明显的并且可以不被通知直到离线视觉检测或量化。在离线视觉检测或量化处,如果决定图像是不适合的(例如,出于量化目的),则重新采集另一图像已经太晚。

[0018] 在HVR采集的情况下,用户需要知道在任何给定时间处图像可以由实际地采集的扫描线或扫描线的内插组成,应当发现在连续的心动周期中所采集的数据未对准。如果用户未意识到该事实,则其可能采集图像,而不知道如果其等待更长,保持探头更稳定或让用户限制其移动和/或呼吸从而允许内插区域在随后的周期中被填充或采集,则较高的质量

图像即将到来。

[0019] 这些多跳采集通常发生在3D图像采集的背景下,其可以进一步使问题复杂。采集了3D图像,理解如何解释图像并且知道如何在图像周围导航要求显著的训练。知道如何并且何时还解释多跳采集并且何时接受或拒绝这些采集是增加的复杂性。超声机器具有关于多跳采集模式和图像形成过程的足够的信息以能够自动地检测伪影或低ID。根据本原理,通过提供(一个或多个)质量度量以向用户给定关于图像的质量的中间反馈,在扫描临床医师的部分上需要较少的时间和专门技能以接受或拒绝图像。引导还可以被提供以辅助用户如何校正采集,并且最终由初级用户鼓励3D图像采纳。

[0020] 可以在多跳采集上计算质量度量以向执行临床扫描的医师提供关于采集的质量的中间反馈。多跳采集具有针对变化性和图像伪影(即,缝合伪影)的高潜力,并且这些可以是细微的而不总是由临床医师立即可见。由于变化性和伪影可能引起在图像的观察和在量化两者中的混乱和不准确性,因而需要做出关于何时这些发生和其严重性的确定。由于多跳采集通常地发生在3D图像采集的背景下,并且由于在3D图像周围导航和理解3D图像可能是困难的(特别地针对初级3D用户),因而本原理旨在通过提供将帮助他们决定是否采集新多跳采集的中间并且容易理解的质量度量,而使得3D成像的采用对临床医师而言更容易。

[0021] 根据本原理的质量度量可以来源于一个或多个源或源的组合。一个源可以包括相对于不在缝合位置处的图像内容的图像内的缝合位置周围的图像内容。如果缝合位置周围的内容与在图像的其余部分中具有显著地不同的特性,则可以找到低质量。另一源可以包括ECG波形,其中电生理学中的跳动间不规则性将指示较低的质量采集,因为心脏可能在采集期间的每个周期期间不在相同位置中。另一源可以包括运动传感器(例如,基于图像的运动检测、电磁传感器、光学传感器、加速度计等),其可以检测可能引起变化性并且降低图像的质量的探头的移动。还可以采用其他源。

[0022] 应当理解,将依据医学仪器来描述本发明;然而,本发明的教导宽广得多并且适于能够将信息组合为质量度量的任何仪器。本发明原理被采用在跟踪或分析复杂的生物或机械系统中。具体而言,本发明原理可应用于生物系统的内部追踪流程,在诸如肺、心脏、胃肠道、排泄器官、血管等的身体的所有区中的流程。附图中描绘的元件能够被实施在硬件与软件的各种组合中,并且提供可以被组合在单个元件或多个元件中的功能。

[0023] 能够通过使用专用硬件以及能够运行与合适的软件相关联的软件的硬件来提供附图中示出的各种元件的功能。在由处理器提供时,所述功能能够由单个专用处理器、由单个共享处理器、或由多个个体处理器(它们中的一些能够被共享)来提供。此外,术语“处理器”或“控制器”的明确使用不应被解释为唯一地指代能够运行软件的硬件,并且能够暗含地包括而不限于数字信号处理器(“DSP”)硬件、用于存储软件的只读存储器(“ROM”)、随机存取存储器(“RAM”)、非易失性存储设备等。

[0024] 此外,在本文中的记载本发明的原理、方面和实施例的所有陈述,以及其具体范例,旨在涵盖其结构和功能等价物。此外,这样的等价物旨在包括当前已知的等价物和未来发展的等价物(即,无论其结构执行相同功能的所发展的任何元件)。因此,例如,本领域技术人员将认识到,本文呈现的框图表示实现本发明的原理的说明性系统部件和/或电路的概念视图。类似地,将认识到,任何流程表、流程图等表示基本上可以被表示在计算机可读存储介质中并因此由计算机或处理器来运行的各种过程,而无论这样的计算机或处理器是

否被明确示出。

[0025] 此外,本发明的实施例能够采取计算机程序产品的形式,所述计算机程序产品可从计算机可用或计算机可读存储介质存取,所述计算机可用或计算机可读存储介质提供用于由计算机或任何指令运行系统使用或者与计算机或任何指令运行系统结合来使用的程序代码。出于该描述目的,计算机可用或计算机可读存储介质能够是可以包括、存储、通信、传播或运输用于由指令运行系统、装置或设备使用或与其结合来使用的程序的任何装置。所述介质能够是电子的、磁性的、光学的、电磁的、红外的或半导体系统(或者装置或设备)或传播介质。计算机可读介质的范例包括半导体或固态存储器、磁带、可移除计算机软盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、刚性磁盘以及光盘。光盘的当前范例包括压缩盘-只读存储器(CD-ROM)、压缩盘-读/写(CD-R/W)、Blu-Ray™以及DVD。

[0026] 现在参考其中相似附图标记表示相同或相似元件的附图并且首先参考图1,以框图形式示出了根据本原理构建的超声成像系统10。在图1的超声诊断成像系统中,超声系统10包括探头12,探头12具有用于发送超声波和接收回声信息的换能器或换能器阵列14。各种换能器阵列在本领域中是公知的,例如,线性阵列、凸面阵列或相位阵列。例如,换能器阵列14可以包括能够在海拔和方位维度两者中扫描以用于2D和/或3D成像的换能器元件的二维阵列(如所示)。换能器阵列14被耦合到探头12中的微型波束形成器16,微型波束形成器16控制由阵列中的换能器元件对信号的发送和接收。在该范例中,微型波束形成器16通过探头线缆耦合到发送/接收(T/R)开关18,发送/接收(T/R)开关18在发送与接收之间切换并且使主波束形成器22免受高能量发送信号影响。在一些实施例中,系统中的T/R开关18和其他元件可以被包括在换能器探头中而不是分离的超声系统底座中。在微型波束形成器16的控制下来自换能器阵列14的超声波束的发送由耦合到T/R开关18和波束形成器22的发送控制器20引导,所述波束形成器可以接收来自用户接口或控制面板24的用户的操作的输入。

[0027] 由发送控制器20控制的一个功能是其波束被操纵的方向。波束可以被操纵为从换能器阵列一直向前(与其正交),或者针对更宽的视野而处于不同的角处。由微型波束形成器16产生的部分波束形成信号被耦合到主波束形成器22,其中,来自换能器元件的个体片块的部分波束形成信号被组合为完全波束形成信号。

[0028] 波束形成信号被耦合到信号处理器26。信号处理器26能够以各种方式处理所接收的回声信号,例如带通滤波、抽取、I分量和Q分量分离以及谐波信号分离。信号处理器26也可以执行额外的信号增强,诸如散斑减少、信号合成以及噪声消除。经处理的信号被耦合到B模式处理器28,B模式处理器28能够采用针对身体中的结构的成像的幅度检测。由B模式处理器28产生的信号被耦合到扫描转换器30和多平面重新格式化器32。扫描转换器30以这样的空间关系布置回声信号:所述回声信号根据所述空间关系以期望的图像格式被接收。例如,扫描转换器30可以将回声信号布置成二维(2D)扇形格式或锥体三维(3D)图像。多平面重新格式化器32能够将从身体的体积区域中的公共平面中的点接收的回声转换为该平面的超声图像,如美国专利No.6443896(Detmer)中所描述的。体积绘制器34将3D数据集的回声信号转换为如从给定参考点查看的投影3D图像,例如如美国专利No.6530885(Entrekin等)中所描述的。2D或3D图像从扫描转换器30、多平面重新格式化器32和体积绘制器34被耦合到图像处理器36以用于另外的增强、缓冲和暂时存储,以供图像显示器38上的显示。图形处理器40能够利用超声图像生成用于显示的图形交叠。这些图形交叠或参数框能够包含例

如标准识别信息,诸如患者名字、图像的日期和时间、成像参数、帧指数等。出于这些目的,图形处理器40接收来自用户接口24的输入,诸如键入的患者名字。用户接口24还能够耦合到多平面重新格式化器32以用于选择和控制多幅多平面重新格式化(MPR)图像的显示。

[0029] 根据本原理,超声数据以允许来自例如心脏的多跳采集数据的实时查看的格式被采集并且被存储在存储器42中。在一个实施例中,质量评分应用46被存储在存储器42中以用于分析图像数据从而输出向操作者指示当前数据的质量的质量参数。在一个实施例中,系统10包括多跳采集模式,所述多跳采集模式在显示器38上生成针对用户的显示界面。

[0030] 在一个实施例中,系统10能够利用X5换能器(例如,如在Philips®EPIQ™系统中)使用4Q成像模式从肋间窗口采集心脏的顶端经胸廓3D图像。一旦针对采集被计算,则最终的质量评分可以与图像一起被显示在显示器38上,并且还用于离线显示的图像文件保存在一起。存储器42被描绘为被放置在扫描转换器30之后;然后,存储器42可以存储数据并且在信号路径中的任何位置处交互。

[0031] 参考图2,根据一个实施例说明性地示出了用于超声图像的查看的系统100。系统100可以包括从其查看图像并且选择模式的工作站或控制台112。系统100可以被并入成像系统(例如,成像系统10)中或结合其运行,或者可以是分离的单元或模块。工作站112优选地包括一个或多个处理器114和用于存储程序、应用和数据的存储器116。存储器116可以存储质量评分模块115,质量评分模块115被配置为收集所采集的数据并且计算针对所采集的图像的实时质量评分。

[0032] 质量评分模块115被配置为从一个或多个源接收图像数据和评价数据(例如,不同的成像参数或数据内容)。可以生成包括可以被显示在显示设备118上的图像(例如,多跳3D采集图像和质量评分136)的图像134。图像和源可以被一起(或分离地)存储在存储器116中。工作站112包括用于查看对象(例如,患者、患者中的心脏等)的内部图像的显示器118。显示器118还可以允许用户与工作站112及其部件和功能或系统100内的任何其他元件交互。这还由接口120促进,所述接口可以包括键盘、鼠标、操纵杆、触觉设备或任何其他外周设备或控制,以允许用户得到来自工作站112的反馈并与工作站112交互。

[0033] 在任何多跳采集模式期间被显示给用户的(一个或多个)实时质量度量或评分136向用户指示多跳采集的质量或其缺少。从多个不同的源(例如,从图像134或者甚至外部测量结果,例如,传感器)计算质量评分136。源可以包括本文所列出的那些源以及其他源。(一个或多个)源136应当在采集过程期间被示出给用户,但是还可以与图像134保存在一起(例如,在医学数字成像和通信(DICOM)文件中)。

[0034] 将根据说明性实施例描述一些说明性源。本文所描述的源不是详尽的,并且代替于所描述的那些源或除所描述的那些源之外,可以提供额外的源。此外,可以通过组合方法或模块150以各种组合对源进行组合。一个或多个源可以被采用在计算(一个或多个)质量度量136中。

[0035] 一个源可以包括缝合检测应用140(针对NQ图像模式)。缝合检测应用140采用与不在缝合位置处的图像的区域相比较的缝合位置处的图像的区域。如果与其他区域相比较在缝合区域处找到大的梯度,则将生成低评分,指示缝合伪影。

[0036] 另一源可以包括图像质量(IQ)检测应用142(例如,针对HVR图像模式)。由于图像由实际上采集的扫描线数据或者内插的扫描线数据组成,因而所计算的质量度量136可以

与由实际上采集的扫描线数据组成的体积量成比例。该方面中的完美(高)评分指示整个体积由实际上采集的扫描线数据组成。低评分将指示图像是根据能够形成图像的最少数量的实际上所采集的扫描线来计算的。

[0037] 还可以包括运动检测应用144。由于多跳采集依赖于探头和心脏将在一连串心动周期中的相同位置和取向中的假设,因而如果在心动周期之间检测到运动,则与在未检测到运动时相对,应当对图像给定较低的图像评分。可以根据许多不同的源检测运动。可以使用与HVR模式中采用的那些方法类似的方法或通过执行交叠图像段的空间配准来计算基于图像的运动检测。还可以根据运动传感器132检测运动。例如,传感器132可以包括被放置在用于成像系统10的成像探头130中或周围的电磁传感器、光学传感器或加速度计,并且可以在采集期间测量探头130的运动。在采集期间发生的运动越多,质量评分就越低。还可以使用传感器132监测对象160或其他客体的相对运动。

[0038] 可以采用ECG变化性应用146。多跳采集通常地采用ECG门控来时间地对准连续的心动周期中所采集的图像数据。如果跳动间变化性发生,那么多跳采集的质量可能受损害。因此,若干ECG波形和/或检测到的时间界标可以被用于比较和时间上对准多跳采集内的图像数据(诸如R峰)。波形或时间界标中的高变化性将导致较低的质量评分。

[0039] 另一源148可以包括用于影响质量评分136的其他图像伪影或外部环境输入。质量评分136的生成可以被集成到多跳采集模式中并且显示给用户。在一个实施例中,使用4Q成像模式和X5换能器的来自肋间窗口的心脏的顶端经胸廓3D图像可以具有所生成的质量评分136。一旦针对采集被计算,则最终的质量评分136将与图像一起被显示在显示器118的屏幕上,并且还用于离线显示的图像文件保存在一起。

[0040] 参考图3,示图说明性地展示了根据一个示范性实施例的缝合评分的计算。可以在图3中所示的每个缝合位置302处计算缝合评分,例如,在被标记1-4的扇区之间,即在扇区1与扇区2之间、扇区2与扇区3之间和扇区3与扇区4之间。可以通过将在缝合位置302附近但是在相同分段(诸如A和B或C和D)内的扫描线之间的差异与缝合位置302(诸如B和C)的任一侧的扫描线之间的差异进行比较来计算缝合评分。如果存在沿着轴向的M个元素,则评分可以被计算为在等式1中所提供的。针对体积的最终缝合评分将在0与1之间的范围内,其中,1是最高质量评分。

$$[0041] \quad S_{\text{缝合}1-2} = \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M \left| |A_m - B_m| - |B_m - C_m| \right|$$

$$[0042] \quad S_{\text{缝合}} = \frac{1}{1 + \max \{S_{\text{缝合}1-2}, S_{\text{缝合}2-3}, S_{\text{缝合}3-4}\}} \quad (1)$$

[0043] 其中, $S_{\text{缝合}}$ 是缝合评分; m 是针对扫描线的元素指数; M 是元素的总数; A 、 B 和 C 是位置A、B或C处的扫描线的数量;并且 \max 是最大值函数。

[0044] 参考图4,示图说明性地展示了根据一个示范性实施例的ECG变化性评分的计算。可以通过比较波形(例如,来自采集期间的每个心动周期的波形 W_1 、 W_2 、 W_3 和 W_4)来计算ECG变化性评分。评分 S_{ecg} 可以根据等式(2)计算,其中,存在四条迹线($t=4$),并且比较来自每条迹线的前M个元素。与缝合评分类似,ECG评分将在0与1的范围内,其中,1是最高质量评分。

$$[0045] \quad S_{seg} = \frac{1}{1 + \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M \max_t |W_t(m) - \frac{W_1(m) + W_2(m) + W_3(m) + W_4(m)}{4}|} \quad (2)$$

[0046] 在一个实施例中,可以做出每个单独的质量评分在0与1之间的范围内的变化,其中,1是最高质量评分。这样一来,这些个体评分可以实时被标记并且被显示给用户,使得用户知道图像的每个部件如何评分,或者评分可以以若干方式之一组合为单个评分,如将描述的,其中,每个最终的评分还将在从0到1的范围内变化,其中,1是最高质量评分。

[0047] 计算最终的评分的一个组合方法可以包括作为如在等式(3)中的自变量的个体评分。另一组合方法可以包括个体评分,个体评分不必作独立的,如等式(4)中,其中,min是最小值函数。

$$[0048] \quad S_{最终} = S_{缝合} \times S_{seg} \quad (3)$$

$$[0049] \quad S_{最终} = \min \{S_{缝合}, S_{seg}\} \quad (4)$$

[0050] 其他组合方法可以包括采取平均、采取加权平均、添加质量评分等。例如,针对每个个体质量评分的加权可以基于重要性或其他准则划分优先顺序,以根据多个源计算总体质量评分。最终的评分也可以包括其他个体评分。最终的评分可以包括0与1之间的单个数字,尽管可以采用其他值。

[0051] 在一个实施例中,当采用运动检测(来自基于图像的检测或运动传感器)时,针对HVR模式的图像质量(IQ)评分和运动评分可以包括以下。IQ评分和运动检测评分可以个体地示出给用户或以与范例中的以上所描述的类似的方式与其他评分组合为最终的评分。

[0052] HVR图像可以根据扫描线来计算,其中,扫描线被实际上采集或者从相邻扫描线内插。考虑: $N_{总}$ 作为用于计算图像的扫描线的总数量, N_{min} 作为计算图像所需的实际上定义的扫描线的最小数量,并且 N_{def} 作为任何给定图像中的定义的扫描线的数量。然后,可以如在等式(5)中地计算HVR图像质量评分(S_{IQ}),其中,评分在从0到1的范围内,其中,1是最高质量评分。

$$[0053] \quad S_{IQ} = \frac{N_{def} - N_{min}}{N_{总} - N_{min}} \quad (5)$$

[0054] 运动评分还可以基于探头的运动或解剖结构运动来确定。可以以多种方式检测运动。例如,可以通过执行对在不同的心动周期期间采集的交叠分段的基于图像的配准来估计运动。还可以使用任何数量的传感器(诸如电磁传感器、光学传感器、加速度计等)来估计运动。这些传感器可以放置在患者上、探头上和/或探头中以检测探头或正成像的解剖结构的运动。取决于运动感测方法并且在运动感测正发生的情况下(例如,在探头上或中和/或在患者上),关于容许运动的最大量的先验知识可以被用于确定运动阈值 D_{thresh} 。如果 X_{ref} 是一些参考阶段处的探头或患者的参考位置并且 X_m 是任何给定时间处的探头的位置,其中,在采集期间获取M个位置样本,那么可以根据等式6计算运动评分($S_{运动}$)。评分可以在从0到1的范围内,其中,1是最高质量评分。

$$[0055] \quad S_{运动} = 1 - \frac{\max \{D_{thresh}, \max_m \|X_{ref} - X_m\|\}}{D_{thresh}} \quad (6)$$

[0056] 参考图5,说明性地描绘了在没有缝合伪影202和在有缝合伪影204的情况下的多

跳采集的范例。伪影可以是细微的并且不这样容易地检测。因此,质量评分136表现为针对用户的指示器206以基于运动、缝合伪影、ECG一致性、图像质量等评估多跳采集的质量,并且被设计为引导用户是否接受图像、使用用于量化的图像和/或采集新图像。本原理对于超声系统上的所有ECG门控多跳采集是有用的。这些包括但不限于2Q、4Q、6Q、HVRQ和HMQ成像模式。本原理还适用于在具有要么外部要么内部地附接的运动传感器(例如,陀螺仪、加速度计等)的探头上所采集的超声图像。还预期其他应用和功能。

[0057] 参考图6,根据本原理,示出了用于采集多跳采集模式中的图像的成像方法。在框302中,在多跳采集模式中采集图像。在一个实施例中,图像包括多跳3D采集图像并且尤其地心脏的顶端经胸廓3D图像。在框304中,对图像进行质量评分以评价多跳周期的各部分之间的图像中的改变。计算质量评分以指示图像的适合性。

[0058] 在框306中,质量评分可以包括从一个或多个源接收输入以评价总体图像适合性。可以在使用所描述的源和/或其他源的任何组合中采用一个或多个源。在框308中,质量评分包括计算图像缝合位置之间的缝合评分。在框310中,质量评分包括计算在心动周期期间的波形之间的心电图变化性评分。在框312中,质量评分包括基于图像中的扫描线来计算图像质量评分。在框314中,质量评分包括基于成像期间的运动测量结果来计算运动评分。在框315中,可以计算其他质量评分。

[0059] 在框316中,个体质量评分可以被组合为总体质量评分。在框322中,图像和质量评分被显示为针对图像的实时反馈。在框324中,用户能够基于质量评分而接受或拒绝图像。在框326中,在有或没有质量评分的情况下,对图像进行存储。

[0060] 在解析权利要求书时,应当理解:

[0061] a) 词语“包括”不排除除了在给定的权利要求中列出的元件或动作以外的其他元件或动作的存在;

[0062] b) 元件前面的词语“一”或“一个”不排除多个这样的元件的存在;

[0063] c) 权利要求中的任何附图标记不限制其范围;

[0064] d) 若干“单元”可以由相同项或者硬件或软件实施的结构或功能来表示;并且

[0065] e) 除非明确地指示,否则并不旨在要求动作的具体顺序。

[0066] 已经描述了优选的实施例(其旨在是说明性而非限制性的),应当注意,根据以上教导,本领域的技术人员能够做出修改和变化。因此,应理解,可以在所公开的本公开的特定实施例中做出变化,所述变化在如权利要求书所概括的本文所公开的实施例的范围内。因而已经描述了专利法所要求的细节和特性,由专利证书所主张并期望保护的内容在权利要求书中得以阐述。

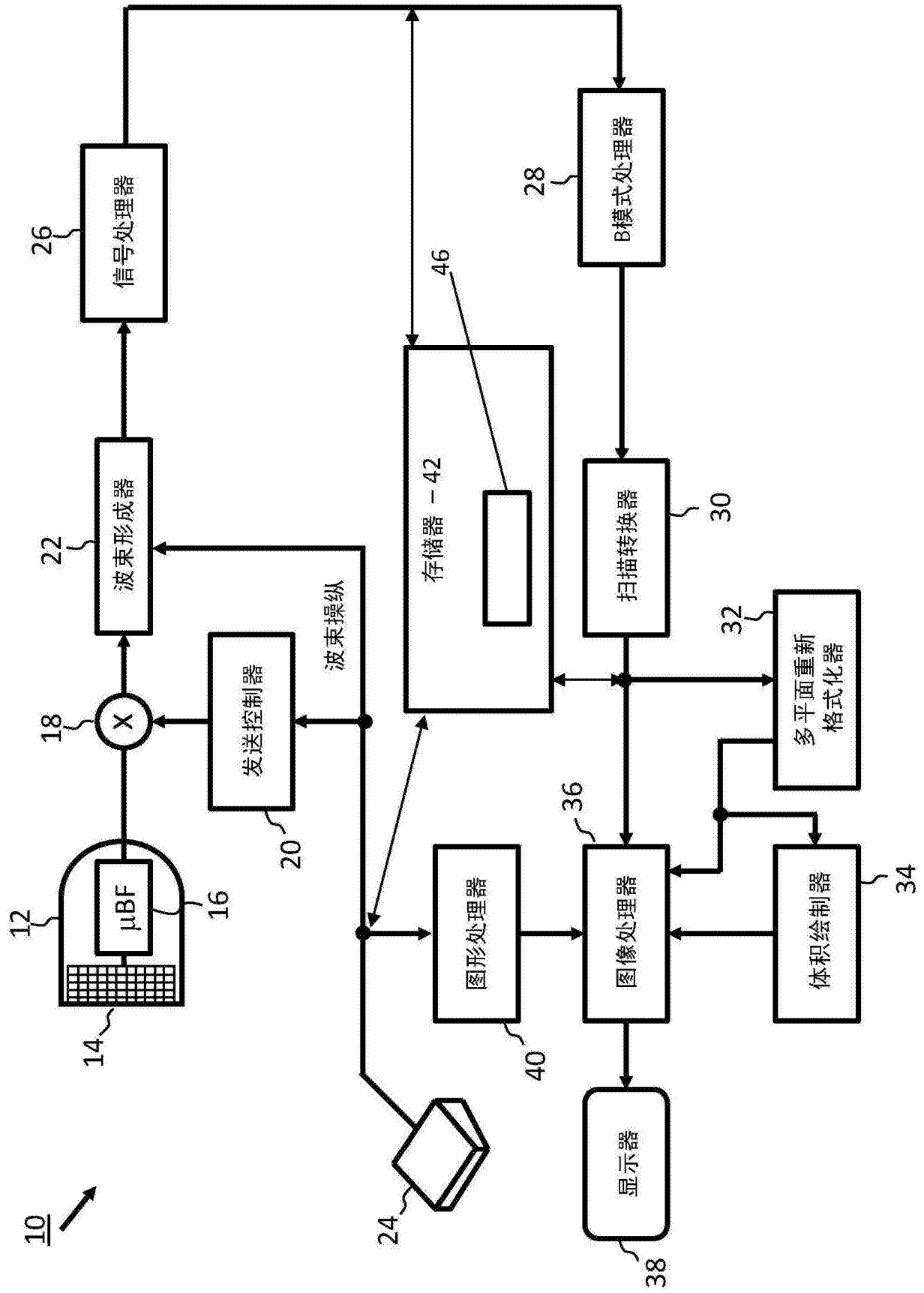


图1

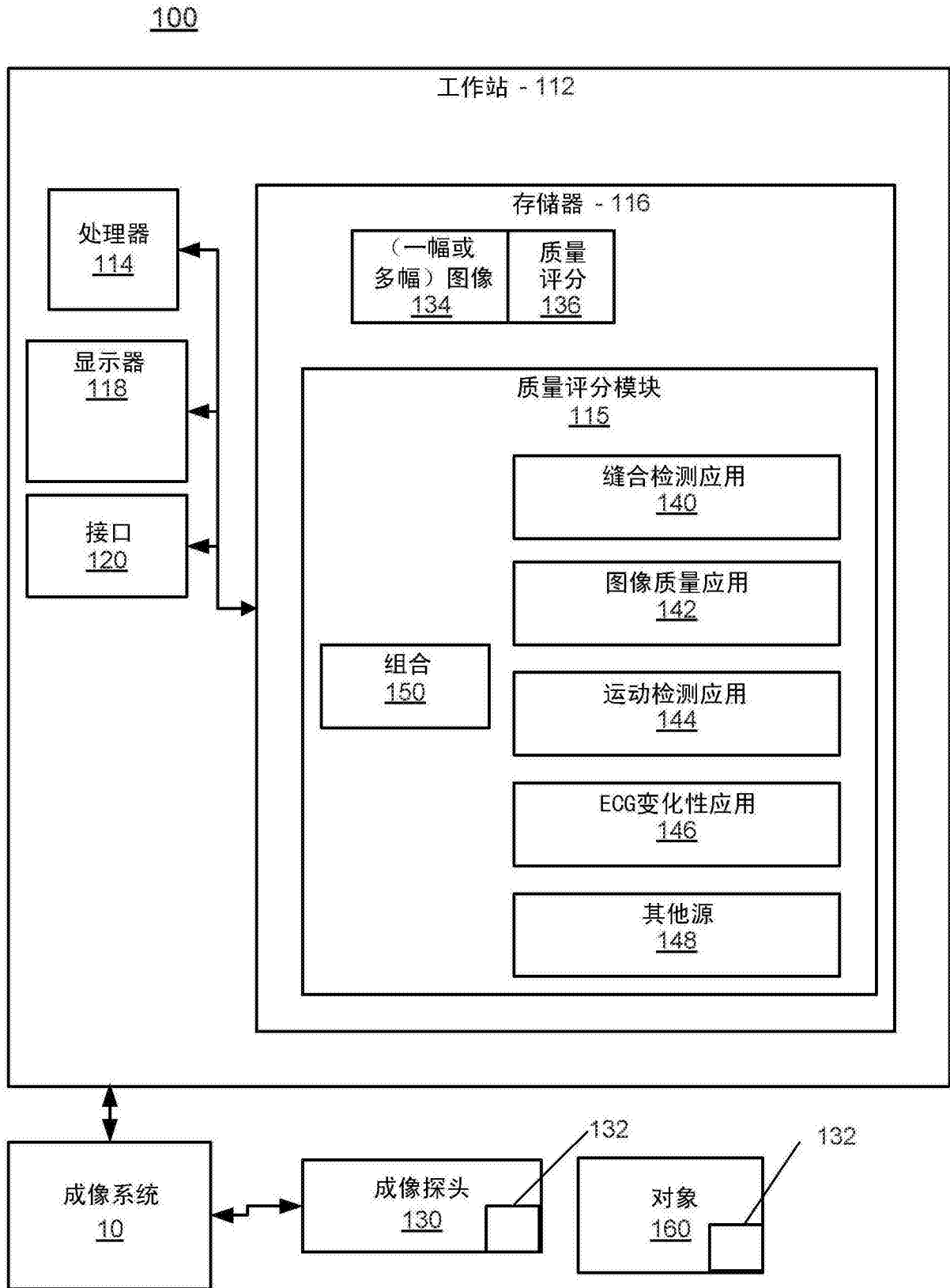


图2

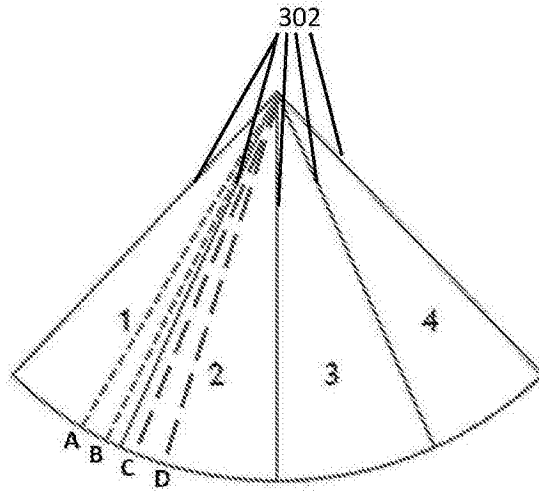


图3

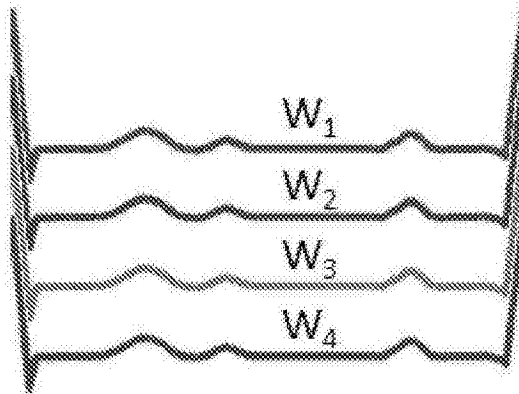


图4

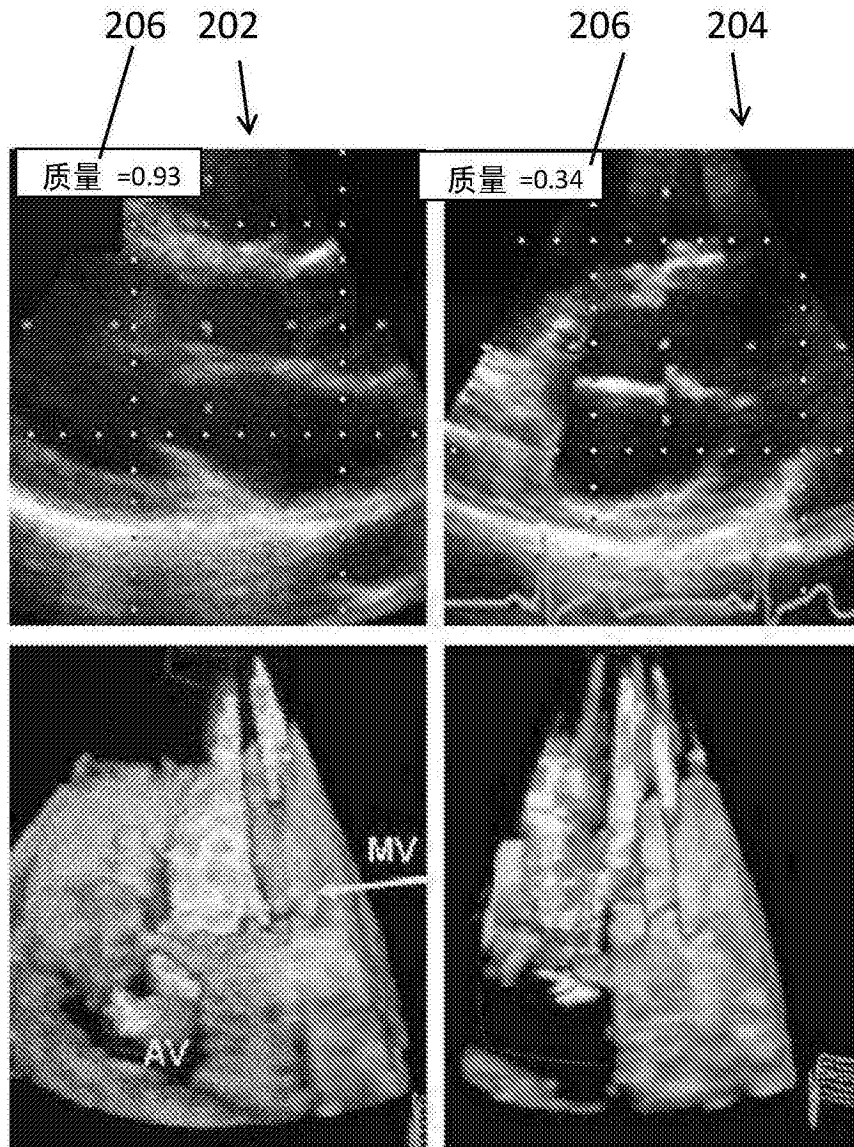


图5

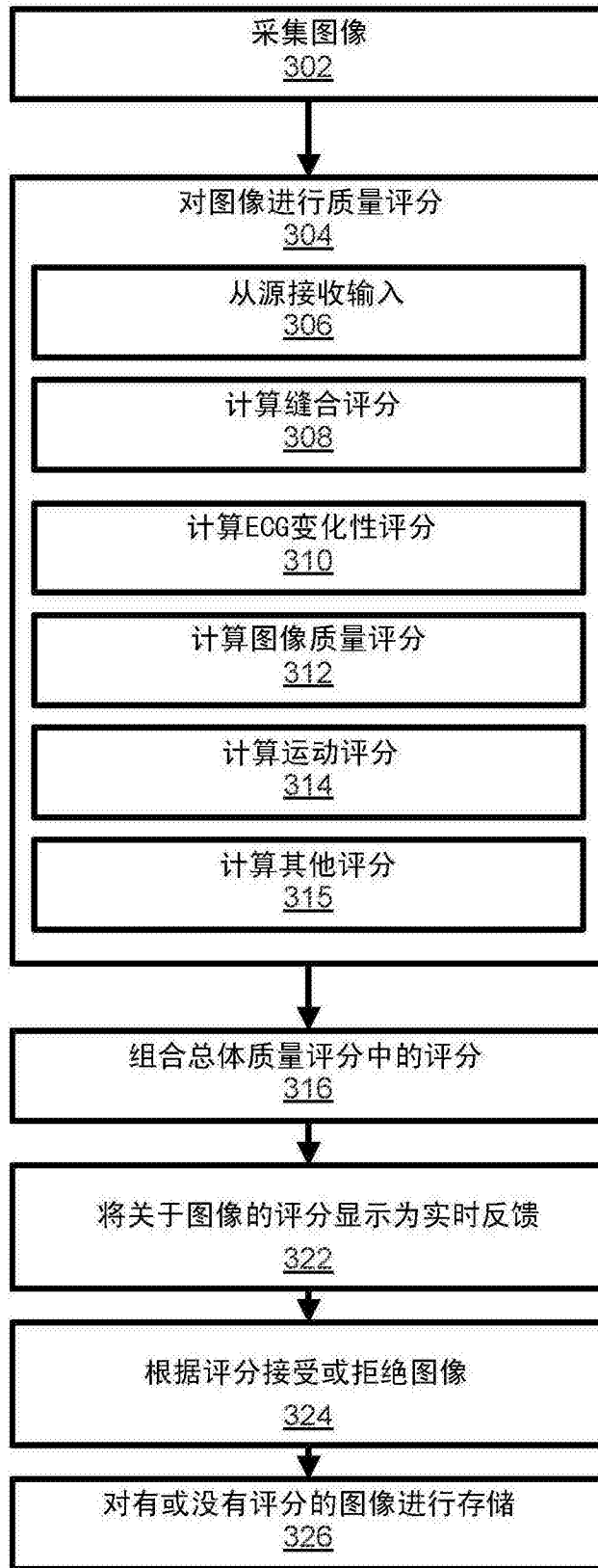


图6