



# (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 114554966 A

(43) 申请公布日 2022. 05. 27

(21) 申请号 202080070532.6

R·G·特拉姆斯

(22) 申请日 2020.10.06

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(30) 优先权数据

72002

62/911,406 2019.10.07 US

专利代理师 刘兆君

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

(51) Int.Cl.

2022.04.07

A61B 8/08 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2020/078006 2020.10.06

(87) PCT国际申请的公布数据

W02021/069445 EN 2021.04.15

(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 P·G·拉夫特尔 R·A·西夫莱

T·松村 K·拉达克里希南

E·M·坎菲尔德二世

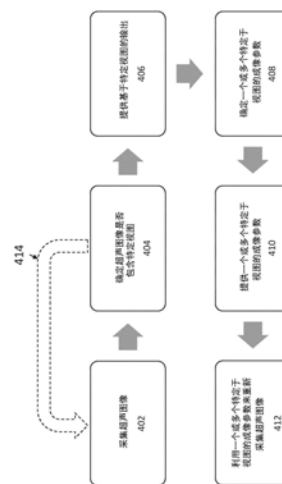
权利要求书2页 说明书13页 附图7页

## (54) 发明名称

用于图像优化的系统和方法

## (57) 摘要

一种超声成像系统可以包括视图识别处理器。所述视图识别处理器可以确定所述超声成像系统何时采集了特定视图。可以将指示已经采集了所述特定视图的信号提供给在所述超声成像系统中包括的优化状态控制器。基于所述信号，所述优化状态控制器可以确定针对所述特定视图所优化的成像设置。可以将经优化的成像设置提供给所述超声成像系统的其他部件，以利用所述经优化的成像设置来采集或处理所述特定视图的所述超声图像。



400

1. 一种超声成像系统(100)、包括：  
超声换能器阵列(114)，其被配置为采集超声图像；  
控制器(120)，其被配置为至少部分基于一个或多个成像参数来控制由所述超声换能器阵列进行的采集；  
视图识别处理器(170)，其被配置为确定所述超声图像是否对应于特定视图；以及  
优化状态控制器(172)，其被配置为：在所述视图识别处理器确定所述超声图像对应于所述特定视图的情况下接收所述视图识别处理器的输出，并且至少部分基于所述输出来确定对所述一个或多个成像参数的更新，其中，所述优化状态控制器将更新的一个或多个成像参数提供给所述控制器。
2. 根据权利要求1所述的超声成像系统，其中，所述视图识别处理器包括神经网络。
3. 根据权利要求1所述的超声成像系统，还包括图像处理器，所述图像处理器被配置为至少部分基于由所述优化状态控制器确定的所述更新的一个或多个成像参数来处理所述超声图像。
4. 根据权利要求1所述的超声成像系统，其中，所述视图识别处理器还被配置为确定所述特定视图的生理状态，其中，所述生理状态是利用所述输出来提供的。
5. 根据权利要求4所述的超声成像系统，其中，所述生理状态是心动周期的相位。
6. 根据权利要求1所述的超声成像系统，其中，所述视图识别处理器还被配置为确定所述特定视图的置信度得分，并且其中，所述优化状态控制器被配置为当所述置信度得分高于阈值时将所述更新的一个或多个成像参数提供给所述控制器。
7. 根据权利要求6所述的超声成像系统，还包括用户接口，所述用户接口被配置为接收用户输入，其中，所述用户输入包括所述阈值。
8. 根据权利要求1所述的超声成像系统，其中，所述更新的一个或多个成像参数在所述超声图像的各个区域之间发生变化。
9. 根据权利要求1所述的超声成像系统，还包括存储器，其中，所述更新的一个或多个成像参数是由所述优化状态控制器从所述存储器中检索的。
10. 一种方法，包括：  
采集超声图像；  
确定所述超声图像是否包含特定视图；  
如果确定了所述特定视图，则提供基于所述特定视图的输出；  
至少部分基于所述输出来确定一个或多个成像参数；  
将所述一个或多个成像参数提供给控制器；并且  
利用所述一个或多个成像参数来重新采集所述超声图像。
11. 根据权利要求10所述的方法，还包括：确定所述特定视图的生理状态。
12. 根据权利要求10所述的方法，还包括：在确定所述一个或多个成像参数之前，等待要被提供所述输出一段时间。
13. 根据权利要求10所述的方法，其中，如果没有提供所述输出，则确定一个或多个默认成像参数并将所述一个或多个默认参数提供给所述控制器。
14. 根据权利要求10所述的方法，还包括：确定所述特定视图的置信度得分，其中，如果所述置信度得分高于阈值，则至少部分基于所述输出来确定一个或多个成像参数，但是如

果所述置信度得分低于所述阈值,则确定一个或多个默认成像参数并将所述一个或多个默认成像参数提供给所述控制器。

15. 根据权利要求14所述的方法,还包括:接收指示所述阈值的用户输入。

16. 根据权利要求10所述的方法,其中,确定所述超声图像是否包含特定视图包括利用神经网络来分析所述超声图像。

17. 一种包含指令的非瞬态计算机可读介质,所述指令当被运行时使超声成像系统:

采集超声图像;

确定所述超声图像是否包含特定视图;

如果确定了所述特定视图,则提供基于所述特定视图的输出;

至少部分基于所述输出来确定一个或多个成像参数;

如果没有确定所述特定视图,则确定一个或多个默认成像参数;

将所述一个或多个成像参数或所述一个或多个默认成像参数提供给控制器;并且

利用被提供给控制器的所述一个或多个成像参数或所述一个或多个默认成像参数来重新采集所述超声图像。

18. 所述的包含指令的非瞬态计算机可读介质,所述指令当被运行时还使所述超声成像系统:在确定所述一个或多个成像参数之前,等待要被提供所述输出一段时间。

19. 所述的包含指令的非瞬态计算机可读介质,所述指令当被运行时还使所述超声成像系统:确定所述特定视图的置信度得分。

20. 所述的包含指令的非瞬态计算机可读介质,所述指令当被运行时还使所述超声成像系统:实施神经网络以确定所述超声图像是否包含所述特定视图。

## 用于图像优化的系统和方法

### 技术领域

[0001] 本公开内容涉及用于自动化的视图识别和图像采集参数调整的成像系统和方法。特定实施方式涉及被配置为自动识别解剖视图并基于该解剖视图来调整采集参数的系统。

### 背景技术

[0002] 在超声检查期间,超声医师扫描对象中的平面和/或体积以采集一幅或多幅图像。在典型情况下,超声医师采集对象的一幅或多幅标准视图。标准视图是从已经发现能够对复查(例如,放射科医师)提供诊断价值的特定位置和角度获得的解剖结构的图像。标准视图的数量和类型取决于超声检查的类型。例如,对于超声心动图(例如,包括心脏的超声检查)来说,可以包括几幅标准视图。在图6中图示了超声心动图中一些标准视图的超声图像。标准超声心动图视图可以用于评估心脏的健康状况。例如,窗格(e)中示出的胸骨旁长轴(PLAX)视图示出了左心房、左心室、右心室以及二尖瓣。PLAX视图可以用于诊断某些心脏病症,例如,心包积液(例如,心脏周围液体过多)。

[0003] 除了不同的位置和角度,不同的标准视图还可能需要不同的系统参数,例如,超声图像采集参数和/或采集后处理参数,它们被统称为成像参数。成像参数包括诸如横向增益控制、时间增益补偿、发射频率和功率之类的参数。由于位置(例如,深或浅)和/或正被扫描的解剖结构的声学属性(例如,不均匀、刚性)和/或通过其采集标准视图的声学窗口(例如在肋骨之间)的属性,可能需要不同的成像参数。例如,横向增益控制用于心尖视图(图6的窗格(a-d))以帮助对心脏壁的可视化,但是这对胸骨旁视图(图6的窗格(e-h))增加了不想要的噪声。另外,为了对心尖窗口中的心尖进行更好的可视化而调整时间增益补偿(TGC)会导致对胸骨旁长轴视图的近场产生过度补偿。

[0004] 还有基于彩色血流成像、对比成像、x平面成像和3D成像中的视图进行的优化权衡。例如,在彩色血流中,在心尖视图中,血流的主要方向是朝向和远离换能器,但是在胸骨旁视图中,血流的主要方向主要垂直于换能器。在对比成像中,心尖窗口常常比更深的胸骨旁视图需要更低的机械指数。用户必须手动调整功率水平来补偿这种衰减增加。

[0005] 针对每幅标准视图独立优化所有成像参数是耗时的,并且在分配给超声检查的时间内常常是不切实际的。此外,许多超声医师可能没有足够的专业知识来针对每幅标准视图完全优化所有成像参数。

[0006] 目前,许多商业超声系统提供“预设条件”,即,一组预先编程的成像参数。超声医师可以选择检查类型(例如,超声心动图),并且超声系统可以应用针对该超声心动图的预设条件。该预设条件允许超声医师采集用于检查的标准视图,而不必调整成像参数。然而,预设条件的成像参数是参数之间的权衡和妥协的结果。也就是说,虽然预设条件的成像参数可以允许采集足够的标准视图,但是可能没有一幅标准视图是利用针对该特定标准视图优化的成像参数采集的。因此,期望改进针对标准视图的成像参数。

## 发明内容

[0007] 本公开内容描述了用于针对特定视图优化成像参数的系统和方法。针对特定视图优化成像参数可以允许在不改变用户的工作流程的情况下提高图像质量。

[0008] 根据本公开内容的示例,一种超声成像系统可以包括:超声换能器阵列,其被配置为采集超声图像;控制器,其被配置为至少部分基于一个或多个成像参数来控制由所述超声换能器阵列进行的采集;视图识别处理器,其被配置为确定所述超声图像是否对应于特定视图;以及优化状态控制器,其被配置为:在所述视图识别处理器确定所述超声图像对应于所述特定视图的情况下接收所述视图识别处理器的输出,并且至少部分基于所述输出来确定对所述一个或多个成像参数的更新,其中,所述优化状态控制器将更新的一个或多个成像参数提供给所述控制器。

[0009] 根据本公开内容的示例,一种方法可以包括:采集超声图像;确定所述超声图像是否包含特定视图;如果确定了所述特定视图,则提供基于所述特定视图的输出;至少部分基于所述输出来确定一个或多个成像参数;将所述一个或多个成像参数提供给控制器;并且利用所述一个或多个成像参数来重新采集所述超声图像。

[0010] 根据本公开内容的示例,一种非瞬态计算机可读介质可以包含指令,所述指令当被运行时可以使超声成像系统:采集超声图像;确定所述超声图像是否包含特定视图;如果确定了所述特定视图,则提供基于所述特定视图的输出;至少部分基于所述输出来确定一个或多个成像参数;如果没有确定所述特定视图,则确定一个或多个默认成像参数;将所述一个或多个成像参数或所述一个或多个默认成像参数提供给控制器;并且利用被提供给控制器的所述一个或多个成像参数或所述一个或多个默认成像参数来重新采集所述超声图像。

## 附图说明

[0011] 图1是根据本公开内容的原理的超声系统的框图。

[0012] 图2是图示根据本公开内容的原理的示例处理器的框图。

[0013] 图3是根据本公开内容的原理的用于训练和部署神经网络的过程的框图。

[0014] 图4是根据本公开内容的原理的方法的流程图。

[0015] 图5是根据本公开内容的原理的方法的流程图。

[0016] 图6示出了用于超声心动描记检查的示例标准视图。

[0017] 图7A和图7B示出了心脏侧壁的示例超声图像。

## 具体实施方式

[0018] 下面对某些实施例的描述在本质上仅是示例性的,并且决不旨在限制本发明或其应用或用途。在以下对本系统和方法的实施例的详细描述中,对附图进行参考,附图形成以下详细描述的部分并且通过图示的方式示出了可以实践所描述的系统和方法的特定实施例。足够详细地描述这些实施例,从而使本领域技术人员能够实践当前公开的系统和方法,并且应当理解,可以在不脱离本系统的精神和范围的情况下利用其他实施例和进行结构和逻辑上的改变。此外,为了清楚起见,当某些特征对于本领域技术人员来说显而易见时,将不会详细讨论这些特征的详细描述,以免模糊对本系统的描述。因此,以下详细描述不应被

视为具有限制意义,并且本系统的范围仅由权利要求来限定。

[0019] 在心脏超声中,有几个传统上很难成像的区。在心尖四腔观视图中,侧壁并未被良好地可视化。在该视图中,侧壁位于扇区的边缘上,并且在图7A中由圆圈702指示,并且在图7B中由圆圈704指示。为了对该心脏壁进行更好的可视化,能够提高增益。该系统具有横向增益控件以允许用户选择性地控制图像边缘处的增益。然而,当移动到下一视图时,用户必须重新设置这些增益,因为较高的增益将会引入过度的噪声。通常,由于过度的噪声,用户根本不会优化横向增益。

[0020] 在超声心动描记中,一个可能改进工作流程的新兴领域是自动化的视图分类。例如,机器学习方法可以基于直方图分析和统计特征。在另一示例中,可以使用深度学习来实现自动化的视图识别。自动化的视图识别可以改进工作流程,特别是测量和/或分析以及辅助进行患者诊断。根据本公开内容的原理,通过自动化的视图识别技术提供的视图信息可以用于调整成像参数,例如,RF滤波器、时间增益补偿(TGC)、横向增益补偿(LGC)和发射频率,以提高图像质量并改进工作流程。成像参数可以包括采集参数(例如,用于发射和接收超声信号的设置)和采集后参数(例如,用于处理接收到的超声信号的设置)这两者。这些原理可以应用于不同的成像模式,例如,2D回波成像、彩色血流成像、对比成像、x平面成像以及3D体积成像。

[0021] 例如,检测心尖四腔观视图并自动调整横向增益可以改善心尖四腔观视图中的可视化,而不会使其他视图更嘈杂。另一种改善可视化的方式可以是通过在给定的标准视图中自动检测心动周期的段来为心动周期的不同部分提供不同的横向增益。随着心脏收缩,侧壁的位置将会改变,并且超声成像系统的用户不可能对此进行补偿。然而,可以通过视图识别以检测侧壁的位置并在整个心动周期中改变成像参数(例如,改变增益)来实现由超声成像系统进行的补偿。另一种可以使用的补偿策略是改变特定位置中的成像参数(例如,降低如通过视图识别检测到的侧壁所在位置的接收RF滤波器)。通过局部改变成像参数所进行的补偿可以结合在那些声线上的发射频率变化来完成。较低的频率将降低衰减并将提高侧壁中的信噪比。然而,在已经具有足够的信噪比的图像的其他区域中,较低的频率将可能引入不期望的混响伪影并降低分辨率,因此在这些区域中可以保持原始频率。

[0022] 根据本公开内容的原理,可以由视图识别处理器来实施特定于视图的优化,视图识别处理器识别针对视图成像所优化的采集参数,并且优化状态控制器监测视图识别处理器的输出并以提高系统响应性的方式应用成像参数(例如,特定于视图的系统设置),同时减少可能使用户分心的成像参数之间的不稳定转变。

[0023] 根据本发明的原理的超声系统可以包括超声换能器阵列或者被操作性耦合到超声换能器阵列,该超声换能器阵列被配置为朝向介质(例如,人体或其特定部分)发射超声信号并接收响应于该超声信号的回波。超声系统可以包括发射控制器和波束形成器以及显示器,该发射控制器被配置为执行发射,该波束形成器被配置为接收波束形成,在一些实施例中,该显示器被配置为显示由超声成像系统生成的超声图像。

[0024] 超声成像系统可以包括一个或多个处理器,例如,视图识别处理器,在一些实施例中,这一个或多个处理器可以包括至少一个神经网络模型。该神经网络可以被训练为:确定是否已经采集了特定视图(例如,针对给定检查类型的标准视图),并且如果是这样,则确定是哪幅特定视图。视图识别处理器可以提供包括对所采集的标准视图的指示的输出。在一

些应用中,对标准视图的指示可以包括对生理状态(例如,心脏成像中的心动周期中的相位)的指示。可以将对已经采集了哪幅标准视图的指示提供给优化状态控制器。基于视图识别处理器的输出(例如,对标准视图的指示),优化状态控制器可以检索可以针对由视图识别处理器确定的标准视图所优化的一组适当的成像参数。在一些应用中,不仅可以针对所采集的特定视图来优化成像参数,而且还可以针对图像内的位置来优化成像参数,例如,在心脏侧壁所在位置可以使用不同的增益设置。可以将成像参数提供给超声成像系统的一个或多个元件(例如,波束形成器),以使超声成像系统使用经优化的成像参数来采集特定视图。在一些实施例中,优化状态控制器可以仅在满足某些条件时提供成像参数。例如,当由超声成像系统采集的超声图像已经稳定了某个时间段时。这可以防止用户因成像参数的快速变化而分心。

[0025] 本公开内容的原理可以提高针对每幅特定视图所采集的超声图像的质量(例如,更少的噪声、改善的解剖结构可视化、更少的伪影)。

[0026] 图1示出了根据本公开内容的原理构造的超声成像系统100的框图。根据本公开内容的超声成像系统100可以包括换能器阵列114,换能器阵列114可以被包括在超声探头112(例如,外部探头或内部探头(例如,血管内超声(IVUS)导管探头))中。在其他实施例中,换能器阵列114可以是柔性阵列的形式,该柔性阵列被配置为保形地应用于要被成像的对象(例如,患者)的表面。换能器阵列114被配置为发射超声信号(例如,波束、波)并接收响应于超声信号的回波。可以使用各种换能器阵列,例如,线性阵列、弯曲阵列或相控阵列。例如,换能器阵列114能够包括换能器元件的二维阵列(如图所示),该换能器元件能够在仰角和方位角维度上扫描以用于2D和/或3D成像。众所周知,轴向方向是法向于阵列表面的方向(在弯曲阵列的情况下,轴向方向呈扇形展开),方位角方向通常由阵列的纵向维度来定义,而仰角方向横向于方位角方向。

[0027] 在一些实施例中,换能器阵列114可以被耦合到微波束形成器116,微波束形成器116可以位于超声探头112中,并且可以控制阵列114中的换能器元件对信号的发射和接收。在一些实施例中,微波束形成器116可以控制阵列114中的激活元件(例如,在任何给定时间阵列元件的定义激活孔径的激活子集)对信号发射和接收。

[0028] 在一些实施例中,微波束形成器116可以例如通过探头电缆或无线方式被耦合到发射/接收(T/R)开关118,该T/R开关118在发射与接收之间切换并且保护主波束形成器122免受高能量发射信号的影响。在一些实施例中(例如在便携式超声系统中),能够将T/R开关118和系统中的其他元件包括在超声探头112中,而不是包括在超声系统基座中,该超声系统基座可以容纳图像处理电子器件。超声系统基座通常包括软件部件和硬件部件,其包括用于信号处理和图像数据生成的电路以及用于提供用户接口的可执行指令。

[0029] 在微波束形成器116的控制下,发射控制器120指导从换能器阵列114进行的超声信号发射,发射控制器120可以被耦合到T/R开关118和主波束形成器122。发射控制器120可以控制波束被转向的方向。波束可以从换能器阵列114直接向前(正交于换能器阵列114)转向,或者以不同的角度转向以用于更宽的视场。发射控制器120也可以被耦合到用户接口124并且接收来自用户的对用户控件的操作的输入。用户接口124可以包括一个或多个输入设备,例如,控制面板152,这一个或多个输入设备可以包括一个或多个机械控件(例如,按钮、编码器等)、触敏控件(例如,触控板、触摸屏等)和/或其他已知的输入设备。

[0030] 在一些实施例中,由微波束形成器116产生的部分波束形成的信号可以被耦合到主波束形成器122,在主波束形成器122中,来自换能器元件的个体拼片的部分波束形成的信号可以被组合成完全波束形成的信号。在一些实施例中,省去了微波束形成器116,并且换能器阵列114在波束形成器122的控制下,并且波束形成器122执行对信号的所有波束形成。在具有和不具有微波束形成器116的实施例中,波束形成器122的波束形成的信号被耦合到处理电路150,处理电路150可以包括一个或多个处理器(例如,信号处理器126、B模式处理器128、多普勒处理器160以及一个或多个图像生成和处理部件168),这一个或多个处理器被配置为根据波束形成的信号(即,波束形成的RF数据)来产生超声图像。

[0031] 信号处理器126可以被配置为以各种方式(例如,带通滤波、抽取、I和Q分量分离以及谐波信号分离)处理接收到的波束形成的RF数据。信号处理器126还可以执行额外的信号增强,例如,散斑减少、信号复合和噪声消除。经处理的信号(也被称为I和Q分量或IQ信号)可以被耦合到额外的下游信号处理电路以用于图像生成。IQ信号可以被耦合到系统内的多条信号路径,其中的每条信号路径可以与适合用于生成不同类型的图像数据(例如,B模式图像数据、多普勒图像数据)的信号处理部件的特定布置相关联。例如,该系统可以包括将来自信号处理器126的信号耦合到用于产生B模式图像数据的B模式处理器128的B模式信号路径158。

[0032] B模式处理器能够采用幅度检测来对身体中的结构进行成像。由B模式处理器128产生的信号可以被耦合到扫描转换器130和/或多平面重新格式化器132。扫描转换器130可以被配置为将来自接收回波信号时的空间关系的回波信号布置成期望的图像格式。例如,扫描转换器130可以将回波信号布置成二维(2D)扇形格式或者金字塔形或其他形状的三维(3D)格式。多平面重新格式化器132能够将身体的体积区域中的公共平面中的点接收到的回波转换成该平面的超声图像(例如,B模式图像),例如,如美国专利US 6443896 (Detmer)中所描述的那样。在一些实施例中,扫描转换器130和多平面重新格式化器132可以被实施为一个或多个处理器。

[0033] 体积绘制器134可以生成从给定参考点观看的3D数据集的图像(也被称为投影或绘制),例如,如美国专利US 6530885 (Entrekin等人)中所描述的那样。在一些实施例中,体积绘制器134可以被实施为一个或多个处理器。体积绘制器134可以通过任何已知的或未来已知的技术(例如,表面绘制和最大强度绘制)生成绘制(例如,正绘制或负绘制)。

[0034] 在一些实施例中,该系统可以包括将来自信号处理器126的输出耦合到多普勒处理器160的多普勒信号路径162。多普勒处理器160可以被配置为估计多普勒频移并生成多普勒图像数据。多普勒图像数据可以包括彩色数据,然后该彩色数据与B模式(即,灰度)图像数据重叠以用于显示。多普勒处理器160可以被配置为例如使用壁滤波器来滤除不想要的信号(即,与非移动组织相关联的噪声或杂乱信号)。多普勒处理器160还可以被配置为根据已知技术来估计速度和功率。例如,多普勒处理器可以包括多普勒估计器,例如,自相关器,其中,速度(多普勒频率)估计结果基于滞后一阶自相关函数的自变量,并且多普勒功率估计结果基于滞后零阶自相关函数的幅值。运动也能够通过已知的相域信号处理技术(例如,参数化频率估计器,例如,MUSIC、ESPRIT等)或时域信号处理技术(例如,互相关)来估计。能够使用与速度的时间分布或空间分布有关的其他估计器(例如,加速度或时间和/或空间速度导数的估计器)来代替或补充速度估计器。在一些实施例中,速度估计结果和功率

估计结果可以经历进一步的阈值检测以进一步降低噪声,并且可以经历进一步的分割和诸如填充和平滑之类的后处理。速度估计结果和功率估计结果然后可以根据颜色图被映射到期望范围的显示颜色。然后,彩色数据(也被称为多普勒图像数据)可以被耦合到扫描转换器130,在扫描转换器130中,多普勒图像数据可以被转换为期望的图像格式并被叠加在组织结构B模式图像上以形成彩色多普勒图像或功率多普勒图像。

[0035] 根据本公开内容的原理,可以将来自扫描转换器130的输出(例如,B模式图像和多普勒图像,它们被统称为超声图像)提供给视图识别处理器170。视图识别处理器170可以分析超声图像以确定是否已经采集了特定视图。例如,如果成像系统正在执行心脏成像,则视图识别处理器170可以被配置为确定是否已经采集了心脏的特定标准视图(例如,长轴或短轴胸骨旁视图、心尖四腔观视图或经由肋下/剑突下或心尖窗口采集的另一标准视图)。在一些实施例中,视图识别处理器170还可以确定特定视图中的解剖结构的生理状态。例如,继续心脏成像的示例,对于心脏的标准视图,生理状态可以是心动周期的相位。

[0036] 基于关于已经采集了特定视图的确定,视图识别处理器170可以生成输出(例如,信号)。该输出可以包括一个或多个信号或数据,这一个或多个信号或数据从由处理器170分析的多个视图中识别特定视图的和/或识别超声图像中的解剖结构的生理状态。在其他示例中,输出可以包括与所识别的特定视图相对应的图像数据和/或表示解剖结构的生理状态的数据。在一些实施例中,输出还可以包括表示置信度得分的信号或数据。置信度得分可以由视图识别处理器170进行的视图识别的准确度的度量。也就是说,置信度得分可以表示被处理器170识别为特定视图的视图实际上确实对应于期望的特定视图和/或生理状态的可能性或概率。

[0037] 在一些实施例中,视图识别处理器170可以利用神经网络(例如,深度神经网络(DNN)、卷积神经网络(CNN)、递归神经网络(RNN)、自编码器神经网络等)来识别特定视图。神经网络可以在硬件部件中实施(例如,神经元由物理部件表示)并且/或者在软件部件中实施(例如,在软件应用中实施的神经元和路径)。根据本公开内容实施的神经网络可以使用多种拓扑和学习算法来训练神经网络以产生期望的输出。例如,可以使用被配置为运行指令的处理器(例如,单核或多核CPU、单个GPU或GPU集群、或被布置用于并行处理的多个处理器)来实施基于软件的神经网络,所述指令可以被存储在计算机可读介质中,并且当被运行时使处理器执行经训练的算法以确定是否已经采集了特定视图。

[0038] 在各种实施例中,可以使用各种当前已知的或以后开发的学习技术中的任一种学习技术来训练(一种或多种)神经网络,以获得被配置为分析以超声图像、测量结果和/或统计结果的形式的输入数据并确定是否已经采集了特定视图以及已经采集了哪幅特定视图的神经网络(例如,经训练的算法或基于硬件的节点系统)。在一些实施例中,可以静态训练神经网络。也就是说,可以利用数据集来训练神经网络并将其部署在视图识别处理器170上。在一些实施例中,可以动态训练神经网络。在这些实施例中,可以利用初始数据集来训练神经网络并将其部署在视图识别处理器170上。然而,在将神经网络部署在视图识别处理器170上之后,神经网络可以基于由系统100采集的超声图像来继续进行训练和得到修改。

[0039] 在其他实施例中,视图识别处理器170可以不包括神经网络。在其他实施例中,可以使用任何其他合适的图像处理技术(例如,图像分割、直方图分析、边缘检测或其他形状或对象识别技术)来实施视图识别处理器170。在一些实施例中,视图识别处理器170可以结

合其他用于识别特定视图的图像处理方法来实施神经网络。

[0040] 虽然参考了对标准视图(例如,针对用于做出诊断或其他评估的特定检查类型所期望的视图)的指示,但是在一些实施例中,神经网络也可以被训练为识别并提供对用户所期望的任何视图的指示。例如,在正在评价非标准视图的效用的临床研究中,或者对于尚未建立标准视图的新颖指示(例如,对新疾病的监测、对新颖的植入医学设备的成像)。

[0041] 在一些实施例中,视图识别处理器170可以将其输出提供给优化状态控制器172。优化状态控制器172可以被实施在任何合适的硬件和/或软件中。在一些实施例中,优化状态控制器172可以由一个或多个处理器来实施,这一个或多个处理器响应于视图识别处理器170的输出而确定针对特定视图的适当成像参数。由优化状态控制器172确定的成像参数可以包括但不限于RF滤波器、TGC、LGC和发射频率。在一些实施例中,确定适当的成像参数可以包括:参考在存储器(例如,本地存储器142)中存储的查找表,以及从存储器(例如,本地存储器142)中检索针对特定视图的适当采集参数。在一些这种示例中,可以使用任何合适的关系数据结构来实施查找表,该关系数据结构将特定视图(例如,标准的心尖四腔视图)与一组特定的成像参数(例如,特定的TGC、LGC和发射频率设置)进行关联。

[0042] 在一些实施例中,成像参数中的一个或多个成像参数在超声图像的扫描区之间可以是一致的。在其他实施例中,成像参数中的一个或多个成像参数在超声图像的扫描区之间可以是变化的。例如,在解剖特征在特定视图中所在的地方,一个或多个成像参数可以是不同的。继续超声心动描记的示例,如果心脏的侧壁位于特定视图中,则可以调整心脏侧壁所在的扫描区中的成像参数。例如,可以降低侧壁区中的发射频率以改善对侧壁的可视性,但是在扫描区的其他部分中,发射频率可以更高以降低引入的过度噪声。在其他示例中,在组织的声学属性可以更加均匀的情况(例如,肝脏成像)下,增益或其他成像参数在扫描区之间可以是一致的。

[0043] 可以将由优化状态控制器172确定的成像参数中的一些或所有成像参数提供给发射控制器120和/或波束形成器122。发射控制器120和/或波束形成器122可以使得利用所确定的成像参数(例如,特定于视图的成像参数)来采集超声图像。也可以替代地将所确定的成像参数中的一些或所有成像参数提供给图像处理器136。图像处理器136可以基于成像参数来处理所采集的超声图像并将经处理的超声图像提供给显示器138。

[0044] 优化状态控制器172负责随时间控制超声成像系统100的成像参数。优化状态控制器172可以保持当前的成像参数,监测视图识别处理器170的输出,并且结合该信息来确定是否以及何时应当改变成像参数。当优化状态控制器172触发成像参数改变时,优化状态控制器172可以用新选取的成像参数替换其当前成像参数的记录,如上所述将新的成像参数提供给系统100的其他部件,然后针对潜在的将来成像参数改变重新开始监测视图识别处理器170的输出。

[0045] 优化状态控制器172可以为用户提供系统响应性和稳定性的最优平衡。如果优化状态控制器172对某些视图识别处理器170的输出响应太快,则可能选取不正确的成像参数并且/或者系统100可能如此快速地改变成像参数以致于显示器138变得不稳定并且图像不可用。在任一情况下,用户都可能对系统100提供可靠的诊断成像的能力失去信心。因此,在一些实施例中,优化状态控制器172可以在确定或提供确定的成像参数之前等待一种或多种条件。例如,优化状态控制器172可以等待,直到由视图识别处理器170提供的指示稳定了

特定时间段(例如,0.5s、1s、2s)或特定数量(例如,5、10、30)的图像帧为止。在一些实施例中,优化状态控制器172可以(可能在多个图像帧上)分析由视图识别处理器170提供的置信度得分,并且在确定或提供成像参数之前确定视图识别处理器170是否以及何时足够自信,例如,当针对一个或多个帧的置信度得分高于阈值(例如,70%、90%)时。在一些实施例中,可以预先设置针对置信度得分的阈值。在其他实施例中,可以通过用户输入来设置阈值。

[0046] 任选地,在一些实施例中,超声探头112可以包括运动检测器174或者被耦合到运动检测器174。运动检测器174可以向优化状态控制器172提供信号,以指示超声探头112何时正在移动以及何时处于静止。在一些实施例中,在确定或提供确定的成像参数之前,优化状态控制器172可以等待用于指示超声探头112处于静止的信号。在一些实施例中,在确定或提供确定的成像参数之前,优化状态控制器172可以等待用于指示超声探头112处于静止的信号达设置的时间段(例如,0.5秒、1秒、2秒)。

[0047] 在一些实施例中,当对特定视图的指示不稳定和/或置信度得分低于阈值时(例如,当用户主动移动换能器以寻找合适的声学窗口时),优化状态控制器172可以保持先前的成像参数或提供默认的非特定于视图的成像参数,直到能够建立对所识别的视图的信心为止。在一些实施例中,默认成像参数可以基于检查类型或其他预设内容。

[0048] 可以将来自扫描转换器130、多平面重新格式化器132和/或体积绘制器134的输出(例如,B模式图像、多普勒图像)耦合到图像处理器136,以用于在图像显示器138上显示之前进行进一步的增强、缓冲和临时存储。虽然将来自扫描转换器130的输出示为经由视图识别处理器170而提供给图像处理器136,但是在一些实施例中,可以将扫描转换器130的输出直接提供给图像处理器136。图形处理器140可以生成用于与图像一起显示的图形叠加物。这些图形叠加物能够包含例如标准识别信息(例如,患者姓名)、图像的日期和时间、成像参数等。出于这些目的,图形处理器可以被配置为从用户接口124接收输入,例如,键入的患者姓名或其他注释。还可以将用户接口144耦合到多平面重新格式化器132,以用于选择和控制对多幅多平面重新格式化(MPR)图像的显示。

[0049] 系统100可以包括本地存储器142。本地存储器142可以被实施为任何合适的非瞬态计算机可读介质(例如,闪存驱动器、磁盘驱动器)。本地存储器142可以存储由系统100生成的数据,包括超声图像、可执行指令、成像参数、训练数据集或系统100的操作所必需的任何其他信息。

[0050] 如前所述,系统100包括用户接口124。用户接口124可以包括显示器138和控制面板152。显示器138可以包括使用各种已知的显示技术(例如,LCD、LED、OLED或等离子体显示技术)实施的显示设备。在一些实施例中,显示器138可以包括多个显示器。控制面板152可以被配置为接收用户输入(例如,检查类型、阈值、置信度得分)。控制面板152可以包括一个或多个硬控件(例如,按钮、旋钮、拨号盘、编码器、鼠标、轨迹球或其他设备)。在一些实施例中,控制面板152可以额外地或替代地包括在触敏显示器上提供的软控件(例如,GUI控件元件或简称为GUI控件)。在一些实施例中,显示器138可以是触敏显示器,其包括控制面板152的一个或多个软控件。

[0051] 在一些实施例中,可以将图1所示的各个部件进行组合。例如,可以将图像处理器136和图形处理器140实施为单个处理器。在另一示例中,扫描转换器130和多平面重新格式化器132可以被实施为单个处理器。在一些实施例中,图1所示的各个部件可以被实施为单

单独的部件。例如,信号处理器126可以被实施为用于每个成像模式(例如,B模式、多普勒)的单独的信号处理器。在一些实施例中,图1所示的各个处理器中的一个或多个可以由通用处理器和/或被配置为执行指定任务的微处理器来实施。在一些实施例中,各个处理器中的一个或多个可以被实施为专用电路。在一些实施例中,各个处理器(例如,图像处理器136)中的一个或多个可以利用一个或多个图形处理单元(GPU)来实施。

[0052] 图2是图示根据本公开内容的原理的示例处理器200的框图。处理器200可以用于实施本文描述的一个或多个处理器和/或控制器,例如,图1所示的图像处理器136和/或图1所示的任何其他处理器或控制器。处理器200可以是任何合适的处理器类型,包括但不限于微处理器、微控制器、数字信号处理器(DSP)、现场可编程门阵列(FPGA)(其中,FPGA已被编程为形成处理器)、图形处理单元(GPU)、专用电路(ASIC)(其中,ASIC已被设计为形成处理器)或其组合。

[0053] 处理器200可以包括一个或多个核心202。核心202可以包括一个或多个算术逻辑单元(ALU)204。在一些实施例中,核心202可以包括浮点逻辑单元(FPLU)206和/或数字信号处理单元(DSPU)208,作为对ALU 204的补充方案或替代方案。

[0054] 处理器200可以包括被通信性耦合到核心202的一个或多个寄存器212。寄存器212可以使用专用逻辑门电路(例如,触发器)和/或任何存储器技术来实施。在一些实施例中,寄存器212可以使用静态存储器来实施。寄存器可以向核心202提供数据、指令和地址。

[0055] 在一些实施例中,处理器200可以包括被通信性耦合到核心202的一个或多个级别的高速缓冲存储器210。高速缓冲存储器210可以向核心202提供计算机可读指令以供运行。高速缓冲存储器210可以提供数据以供核心202进行处理。在一些实施例中,计算机可读指令可能已经由本地存储器(例如,被附接到外部总线216的本地存储器)提供给高速缓冲存储器210。高速缓冲存储器210可以利用任何合适的高速缓冲存储器类型(例如,诸如静态随机存取存储器(SRAM)、动态随机存取存储器(DRAM)之类的金属氧化物半导体(MOS)存储器)和/或任何其他合适的存储器技术来实施。

[0056] 处理器200可以包括控制器214,控制器214可以控制从被包括在系统中的其他处理器和/或部件(例如,图1所示的控制面板152和扫描转换器130)到处理器200的输入和/或从处理器200到被包括在系统中的其他处理器和/或部件(例如,图1所示的显示器138和体积绘制器134)的输出。控制器214可以控制ALU 204、FPLU 206和/或DSPU 208中的数据路径。控制器214可以被实施为一个或多个状态机、数据路径和/或专用控制逻辑单元。控制器214的门可以被实施为独立的门、FPGA、ASIC或任何其他合适的技术。

[0057] 寄存器212和高速缓冲存储器210可以经由内部连接220A、220B、220C和220D与控制器214和核心202通信。内部连接可以被实施为总线、多路复用器、交叉开关和/或任何其他合适的连接技术。

[0058] 针对处理器200的输入和输出可以经由总线216来提供,总线216可以包括一条或多条导线。总线216可以被通信性耦合到处理器200的一个或多个部件,例如,控制器214、高速缓冲存储器210和/或寄存器212。总线216可以被耦合到系统的一个或多个部件,例如,前面提到的显示器138和控制面板152。

[0059] 总线216可以被耦合到一个或多个外部存储器。外部存储器可以包括只读存储器(ROM)232。ROM 232可以是被掩蔽的ROM、电子可编程只读存储器(ROM)或任何其他合适的技

术。外部存储器可以包括随机存取存储器 (RAM) 233。RAM 233可以是静态RAM、电池备份静态RAM、动态RAM (DRAM) 或任何其他合适的技术。外部存储器可以包括电可擦除可编程只读存储器 (EEPROM) 235。外部存储器可以包括闪存存储器234。外部存储器可以包括磁性存储设备,例如,磁盘236。在一些实施例中,外部存储器可以被包括在(例如,如图1所示的超声成像系统100)系统中,例如,本地存储器142。

[0060] 在一些实施例中,系统100能够被配置为实施在视图识别处理器170中包括的神经网络(该神经网络可以包括CNN),以确定是否已经采集了特定视图,已经采集了哪幅特定视图、特定视图的生理状态和/或置信度得分。可以利用诸如其中一个或多个感兴趣项目被标记为存在的图像帧之类的成像数据来训练神经网络。可以训练神经网络来识别与特定超声检查相关联的目标解剖特征(例如,不同的用于超声心动描记的心脏标准视图),或者用户可以训练神经网络来定位一个或多个定制的目标解剖特征(例如,植入设备、肝脏肿瘤)。

[0061] 在一些实施例中,能够向与神经网络相关联的神经网络训练算法提供数千甚至数百万训练数据集,以便训练神经网络以确定针对从特定超声图像采集的每个测量结果的置信度水平。在各种实施例中,用于训练(一个或多个)神经网络的超声图像的数量可以在大约50000至200000或更多的范围内。如果要识别更多数量的不同的感兴趣项目或者要容纳更多种类的患者变化(例如,体重、身高、年龄等),则可以增加用于训练(一个或多个)网络的图像的数量。对于不同的感兴趣项目或其特征,训练图像的数量可以不同,并且可以取决于某些特征的外观的可变性。例如,肿瘤通常比正常解剖结构具有更大的可变性范围。训练(一个或多个)网络以评估与群体范围可变性高的特征相关联的感兴趣项目的存在会需要更大量的训练图像。

[0062] 图3示出了根据本公开内容的原理的用于训练和部署神经网络的过程的框图。图3所示的过程可以用于训练视图识别处理器170中包括的神经网络。图3的左手边的阶段1图示了神经网络的训练。为了训练神经网络,可以将包括输入阵列和输出分类的多个实例的训练集提供给(一个或多个)神经网络的(一种或多种)训练算法(例如,AlexNet训练算法,如在Krizhevsky, A.、Sutskever, I.和Hinton, G.E.的“ImageNet Classification with Deep Convolutional Neural Networks”(NIPS 2012或其后代)中所描述的)。训练可以涉及选择起始网络架构312和准备训练数据314。起始网络架构312可以是空白架构(例如,具有定义的层和节点布置但没有任何先前训练的权重的架构)或部分训练的网络(例如,初始网络,其然后可以被进一步按需制作以用于超声图像的分类)。起始架构312(例如,空白权重)和训练数据314被提供给训练引擎310以用于训练模型。在足够次数的迭代后(例如,当模型在可接受的误差范围内一致地执行时),模型320被认为已被训练并准备好部署,这在图3的中间的阶段2中图示出。图3的右手边的阶段3(经由推理引擎130)应用经训练的模型320来分析新的数据132,新的数据132是在初始训练期间(在阶段1中)还没有被提供给模型的数据。例如,新的数据132可以包括未知图像,例如,在扫描患者期间采集的实况超声图像(例如,在超声心动描记检查期间的心脏图像)。经由引擎330实施的经训练的模型320用于根据模型320的训练对未知图像进行分类以提供输出334(例如,特定视图、生理状态、置信度得分)。然后,系统可以使用输出334来进行后续过程340(例如,用作针对优化状态控制器172的输入以用于确定成像参数)。

[0063] 在动态训练神经网络的实施例中,引擎130可以接受现场训练138。引擎130可以基

于在部署引擎130之后采集的数据来继续训练和得到修改。在一些实施例中,现场训练138可以至少部分基于新的数据132。

[0064] 在经训练的模型320用于实施视图识别处理器170的神经网络的实施例中,起始架构可以是卷积神经网络或深度卷积神经网络的架构,该架构可以被训练为执行图像帧索引、图像分割、图像比较或其任意组合。随着存储的医学图像数据量的增加,高质量临床图像的可用性也在增加,这可以用来训练神经网络以学习包含给定特定视图的给定图像帧的概率(例如,置信度得分)。训练数据314可以包括多幅(数百幅,通常为数千幅或者甚至更多幅)经注释/标记的图像(也被称为训练图像)。应当理解,训练图像不需要包括由成像系统产生的完整图像(例如,表示探头的完整视场的图像),但是可以包括被标记的感兴趣项目的图像的拼片或部分。

[0065] 在各种实施例中,可以至少部分在包括由处理器(例如,视图识别处理器170)执行的可执行指令的计算机可读介质中实施经训练的神经网络。

[0066] 图4是根据本公开内容的原理执行的超声成像方法400的流程图。方法400的每个框处的过程可以实时或实况(即,在对对象的实时或实况成像期间)执行。在框402处,可以执行“采集超声图像”的步骤。例如,在一些实施例中,超声图像可以由系统100的超声探头112来采集。如框404所示,可以分析超声图像以确定其是否包含特定视图。该分析和确定可以由视图识别处理器170根据本文中的任何示例来执行。在一些实施例中,视图识别处理器170可以包括神经网络。在其他实施例中,视图识别处理器170可以使用其他图像处理技术来识别在所采集的图像中是否表示特定视图。在框404处(例如由视图识别处理器170)对超声图像的处理还可以包括确定特定视图中的解剖结构的生理状态和/或生成对特定视图的确定的置信度得分。如框406所示,在确定超声图像对应于特定视图时,例如视图识别处理器170可以将输出(例如,对特定视图的确认或指示、置信度得分等)提供给系统100的下游部件。该输出可以是由视图识别处理器170生成的信号。如果超声图像不对应于特定视图,则视图识别处理器170不会生成任何输出,或者在替代情况下,视图识别处理器170可以输出低值情况(例如,低于40%或低于30%)。在一些实施例中,方法400可以涉及重复框402和404,如虚线箭头414所示,直到在框406处生成输出和/或在框404处输出至少50%或在某些情况下至少65%的置信度得分为止。

[0067] 方法400然后可以前进到框408,在框408处,可以执行“确定一个或多个特定于视图的成像参数”的步骤。在一些实施例中,该确定可以由优化状态控制器172来执行。一个或多个成像参数可以至少部分基于来自框406的输出(例如,对特定视图的指示)。在一些实施例中,在没有来自框406的输出(例如,指示信号)的情况下,超声系统可以开始或继续使用默认成像参数来生成图像。在一些实施例中,一个或多个默认成像参数可以基于检查类型。

[0068] 在框410处,可以执行“提供一个或多个特定于视图的成像参数”的步骤。在一些实施例中,可以将一个或多个成像参数(其可以是默认的成像参数)提供给控制器,例如,发射控制器120和/或波束形成器122。在一些实施例中,优化状态控制器172可以在提供一个或多个成像参数之前在一段时间内等待要被提供的指示和/或对超声探头处于静止状态的指示。在框412处,可以执行“利用一个或多个特定于视图的成像参数来采集超声图像”的步骤。可以由超声探头112在发射控制器120和/或波束形成器122的控制下执行该采集。

[0069] 图5是根据本公开内容的原理的方法500的流程图。在一些实施例中,方法500可以

由优化状态控制器172来执行。在框502处,可以执行“接收输出信号”的步骤。在一些实施例中,输出信号可以由视图识别处理器170来提供。在一些实施例中,输出信号可以提供对特定视图的指示、特定视图中的解剖结构的生理状态和/或置信度得分。在框504处,可以执行“参考针对特定视图的查找表”的步骤。特定视图可以被提供为输出信号或输出信号的部分。在框506处,可以执行“检索针对特定视图的成像参数”的步骤。检索的成像参数可以基于查找表。在一些实施例中,可以从本地存储器142中检索成像参数。在一些实施例中,基于所确定的特定视图,可以(例如从本地存储器)检索一种或多种算法。一种或多种算法可以是自适应的,并且可以用于至少部分基于特定视图来提供不同的成像参数。例如,当检测到心尖四腔观视图时,一种或多种算法可以提供不同的增益量、不同的射频(RF)滤波器和/或图像处理参数来增强心脏的侧壁。

[0070] 在框508处,可以执行“将输出信号与阈值进行比较”的步骤。在一些实施例中,阈值可以对应于置信度得分的阈值。在一些实施例中,阈值可以是输出信号保持稳定的超声图像帧的数量或时间段,例如,由输出信号指示的特定视图保持恒定。在一些实施例中,阈值可以对应于超声探头保持静止的时间段。在一些实施例中,阈值可以是因素的组合,并且/或者分析对应于不同因素的多个阈值(例如,针对给定数量的帧的高于阈值的置信度得分)。如果输出信号满足或超过一个或多个阈值,则在框510处可以执行“提供所检索的成像参数”的步骤。如果输出信号低于阈值,在框512处可以执行“提供现有的成像参数”的步骤。替代地,在框512处可以执行“提供默认的成像参数”的步骤。在一些实施例中,默认参数可以由检查类型(例如,肝脏、胎儿、心脏)来定义。在一些实施例中,框512可以与框502、504、506和/或508并行执行,直到输出信号达到或超过阈值为止。

[0071] 在一些实施例中,框508可以在框504和506之前执行。在这些实施例中,在执行框504和506之前,输出信号必须满足或超过阈值,并且框510可以在框506之后执行。另外,在这些实施例中,框512可以与502和/或508并行执行。

[0072] 本文描述的系统和方法可以允许基于由超声成像系统采集的特定视图来自动调整成像参数。这可以允许利用针对特定视图优化的成像参数来采集每幅特定视图。利用经优化的成像参数采集每幅视图可以提高采集的图像的质量,而不增加用户的工作量。

[0073] 虽然本文描述的示例指的是一个当前的超声检查或对一个先前检查的复查,但是本公开内容的原理也能够应用于对多个检查的复查。例如,当复查患者的疾病进展时,这些检查可以针对单个对的多个检查。例如,当针对医学研究在人群中识别感兴趣项目时,这些检查可以是针对多个对象的多个检查。

[0074] 在使用可编程设备(例如,基于计算机的系统或可编程逻辑单元)实施部件、系统和/或方法的各种实施例中,应当理解,能够使用各种已知的或后来开发的编程语言(例如,“C”、“C++”、“C#”、“Java”、“Python”等)来实施上述系统和方法。因此,能够准备各种存储介质(例如,计算机磁盘、光盘、电子存储器等,其能够包含能够指导诸如计算机的设备的的信息)来实现上述系统和/或方法。一旦适当的设备访问了被包含在存储介质上的信息和程序,存储介质就能够向设备提供信息和程序,从而使得设备能够执行本文所述的系统和/或方法的功能。例如,如果向计算机提供包含适当材料(例如,源文件、目标文件、可执行文件等)的计算机磁盘,则计算机可以接收该信息,适当配置其自身并执行在上面的图表和流程图中概述的各种系统和方法的功能,从而实施各种功能。也就是说,计算机可以从盘中接收

与上述系统和/或方法的不同元件有关的各种信息的一部分,实施各个系统和/或方法并协调上述各个系统和/或方法的功能。

[0075] 鉴于本公开内容,应当注意,本文描述的各种方法和设备能够以硬件、软件和固件来实施。另外,各种方法和参数仅作为示例被包括在内,而不具有任何限制意义。鉴于本公开内容,本领域普通技术人员能够在确定他们自己的技术和所需仪器时实施本教导来影响这些技术,同时保持在本发明的范围内。本文描述的处理器中的一个或多个处理器的功能可以并入更少数量或单个处理单元(例如,CPU)中,并且可以使用专用集成电路(ASIC)或被编程为响应于可执行指令而执行本文所述的功能的通用处理电路来实施。

[0076] 虽然已经具体参考超声成像系统描述了本系统,但是还可以设想到,本系统能够被扩展到其他医学成像系统,在其他医学成像系统中,以系统方式获得一幅或多幅图像。因此,本系统可以用于获得和/或记录以下图像信息,这些图像信息涉及但不限于肾脏、睾丸、乳腺、卵巢、子宫、甲状腺、肝脏、肺、肌肉骨骼、脾脏、心脏、动脉和脉管系统,以及与超声引导的介入相关的其他成像应用。另外,本系统还可以包括可以与常规的成像系统一起使用的一个或多个程序,使得所述一个或多个程序可以提供本系统的特征和优点。在研究本公开内容后,本领域技术人员能够容易想到本公开内容的某些额外优点和特征,或者本领域技术人员在采用本公开内容的新颖系统和方法后能够经历本公开内容的某些额外优点和特征。本系统和方法的另一个优点可以是能够容易地升级常规的医学图像系统以结合使用本系统、设备和方法的特征和优点。

[0077] 当然,应当理解,本文描述的示例、实施例或过程中的任何一个可以与一个或多个其他示例、实施例和/或过程进行组合,或者可以被分开在根据本系统、设备和方法的设备或设备部分中,并且/或者在根据本系统、设备和方法的设备或设备部分中得到执行。

[0078] 最后,上述讨论仅旨在说明本系统,而不应被解释为将权利要求限制到任何特定的实施例或实施例组。因此,虽然已经参考示例性实施例具体且详细地描述了本系统,但是还应当理解,本领域普通技术人员可以在不脱离如权利要求所阐述的本系统的更广泛和预期的精神和范围的情况下设计出许多修改和替代实施例。因此,说明书和附图应被视为是说明性的,而不是要限制权利要求的范围。



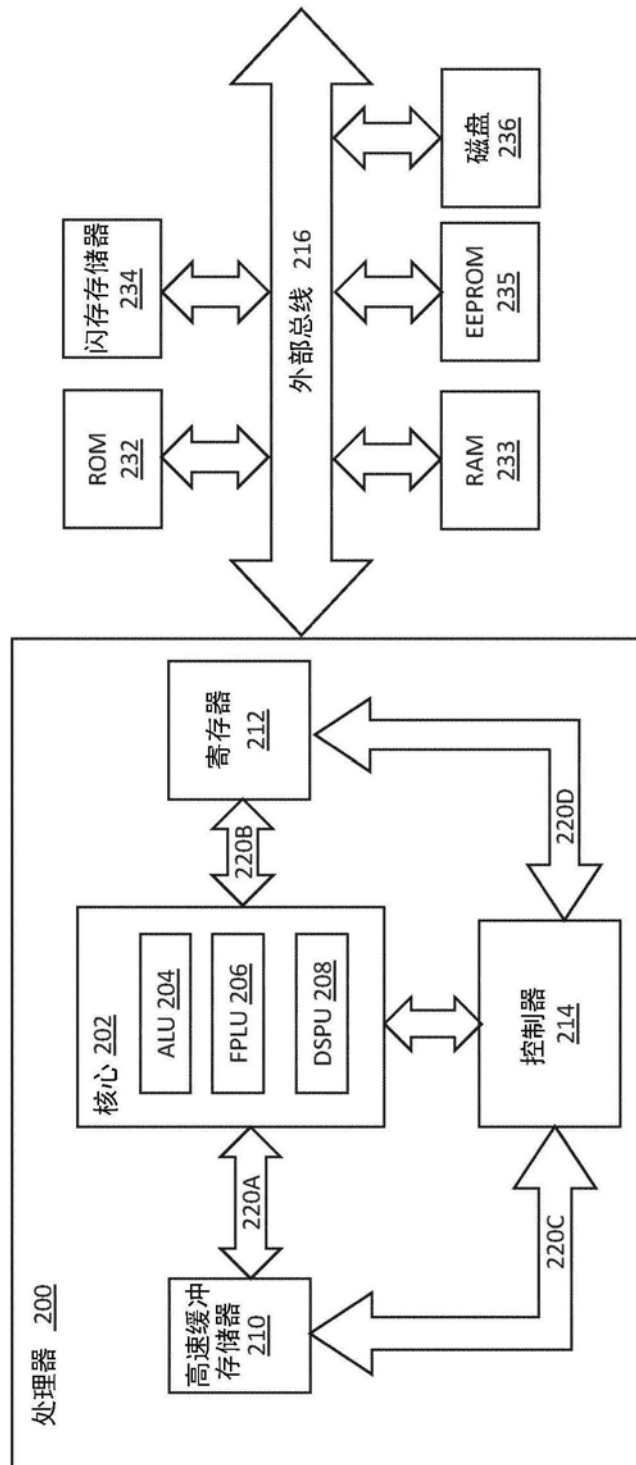


图2

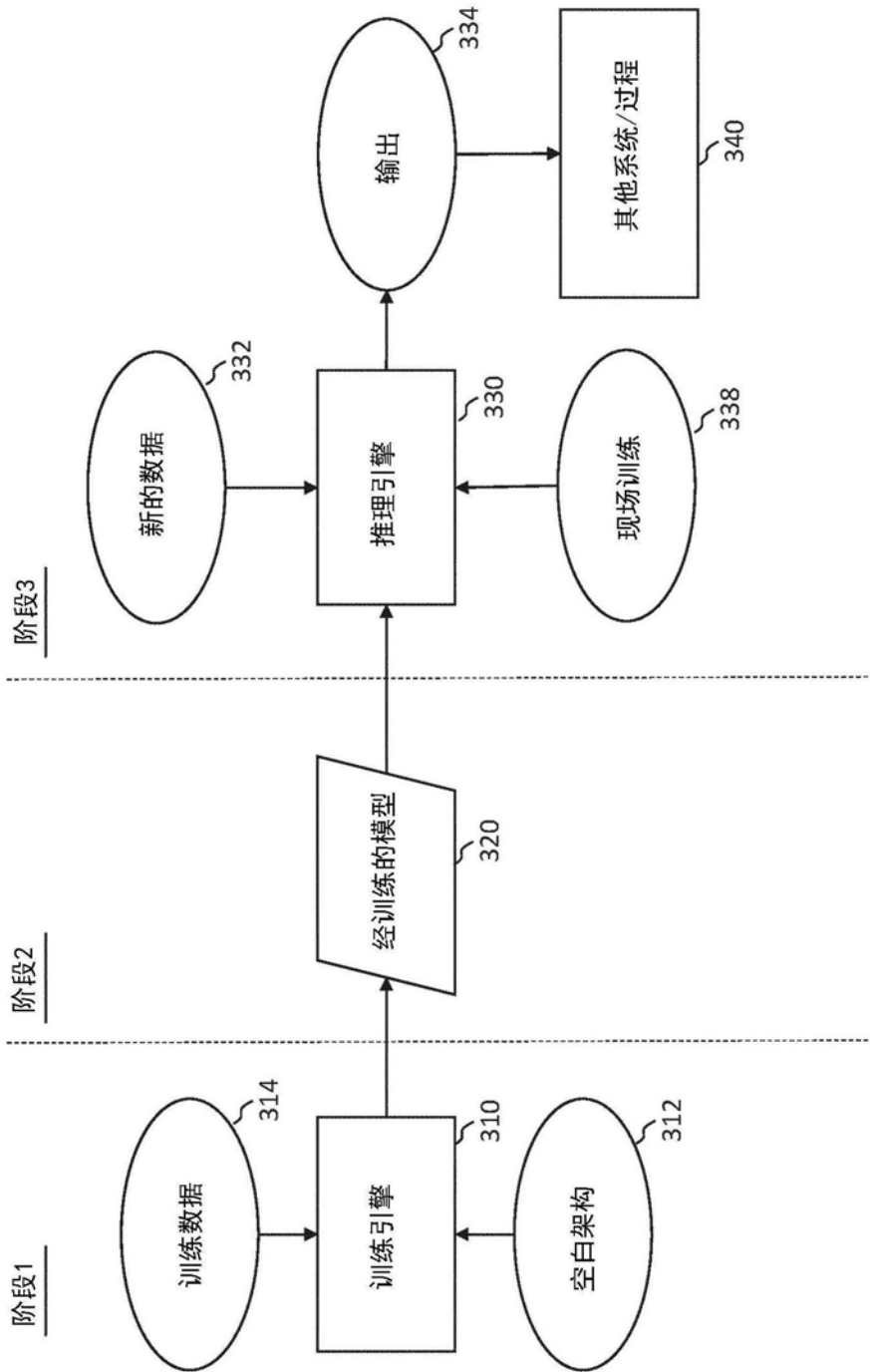


图3

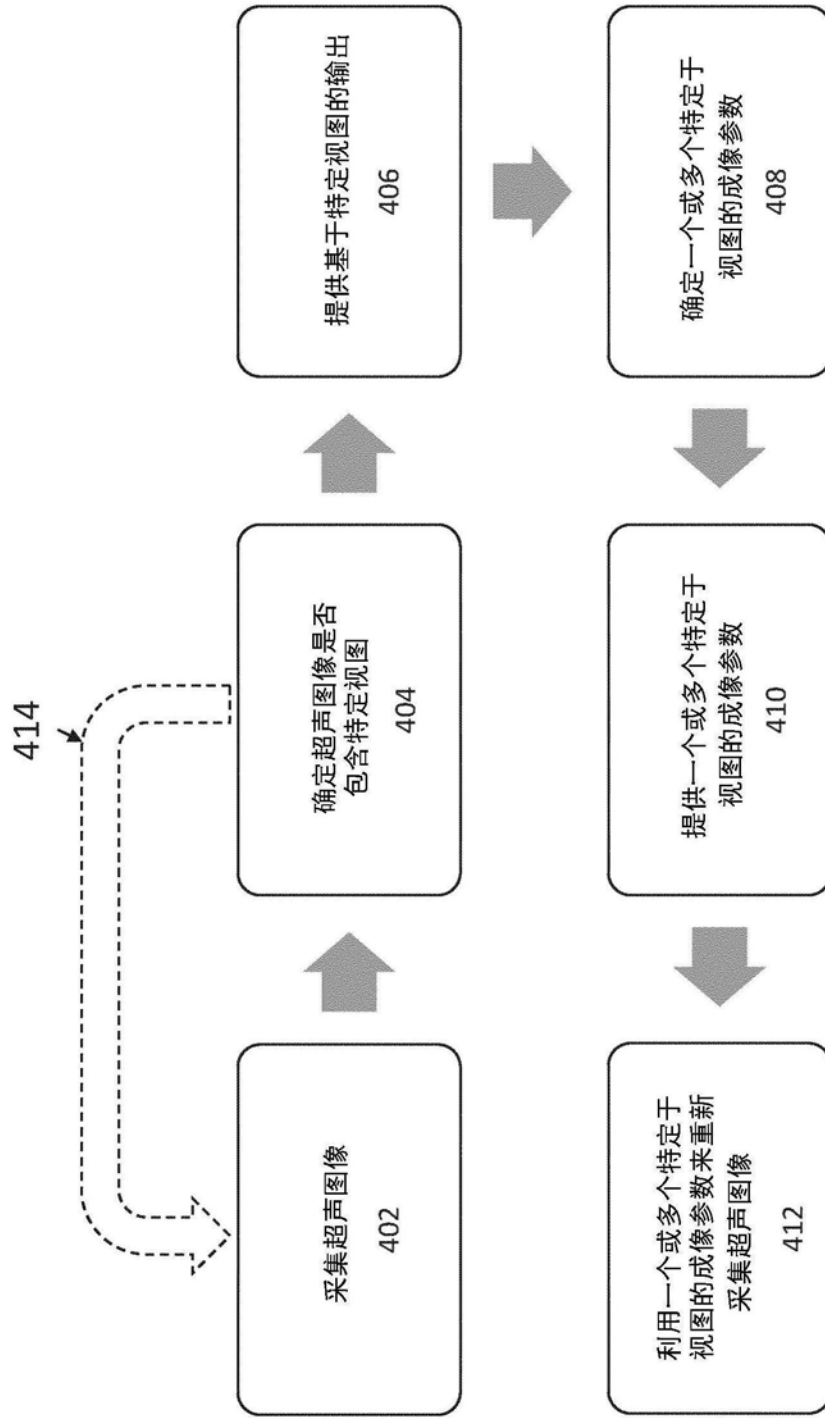


图4

500

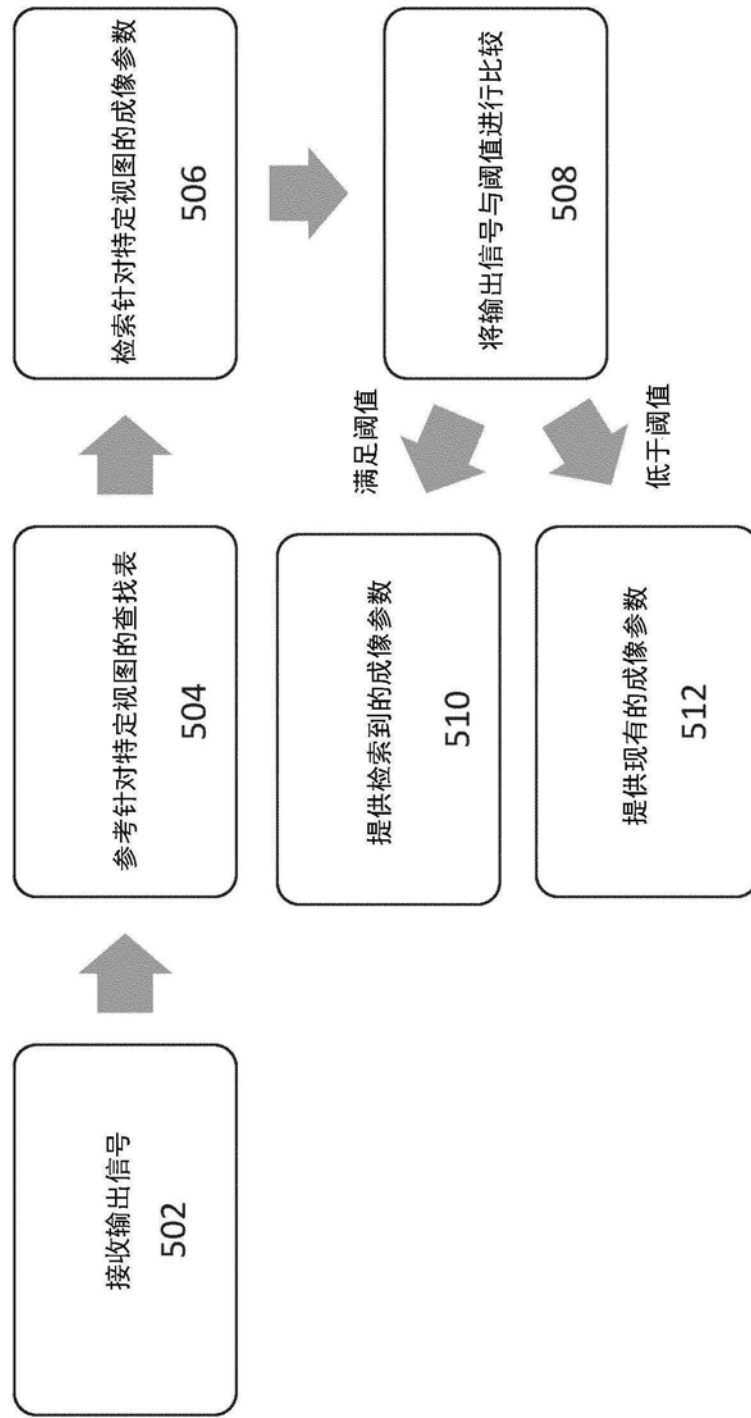
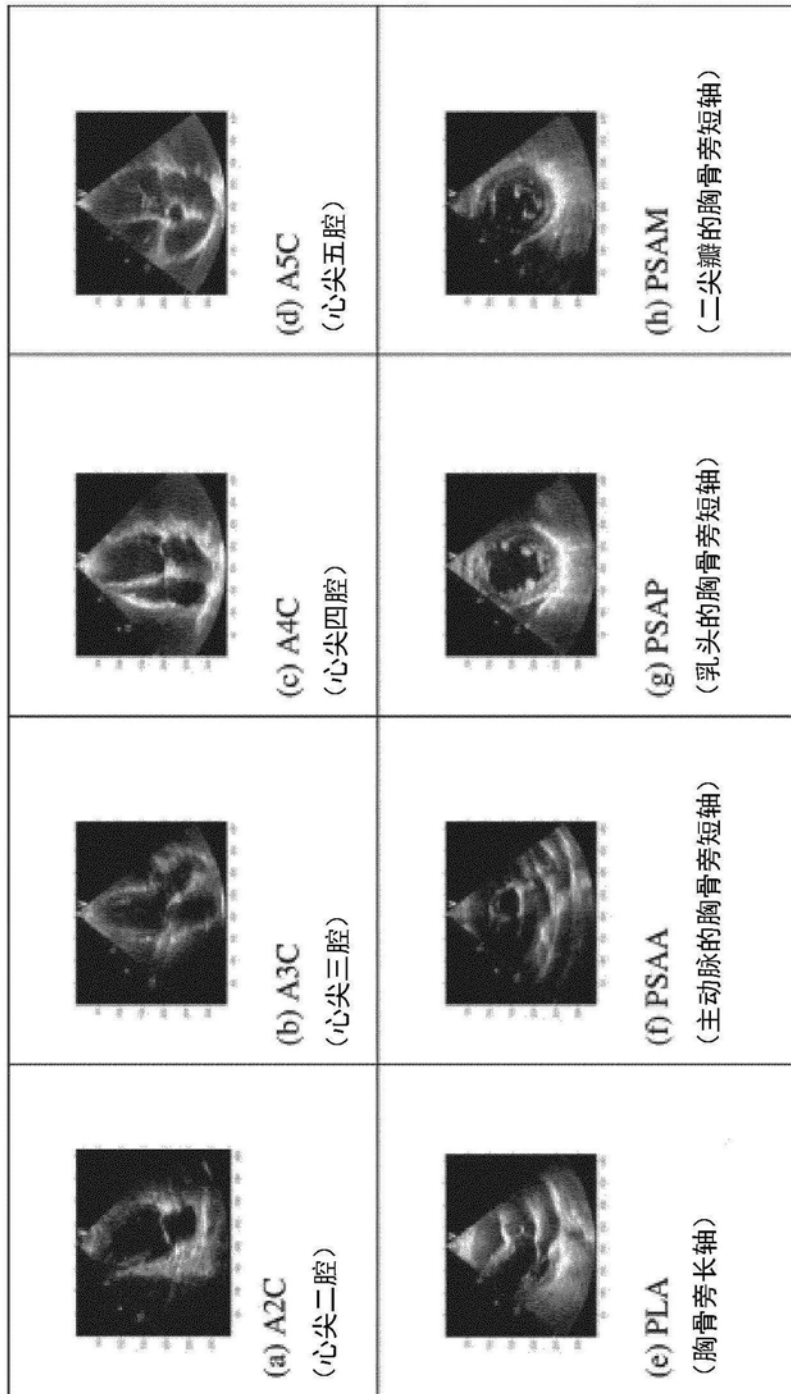


图5



现有技术

图6

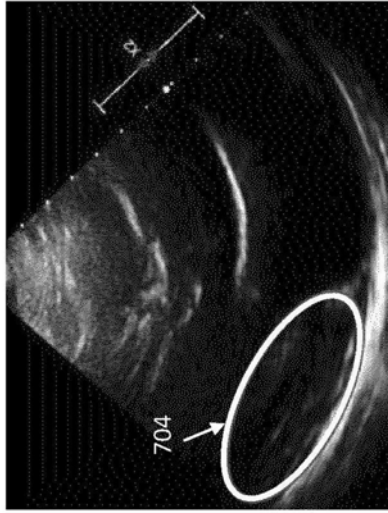


图7B

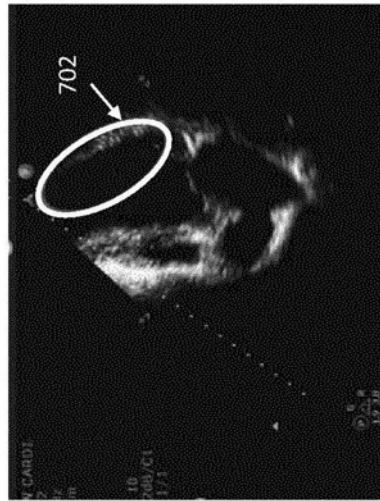


图7A

现有技术