



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103860200 B

(45) 授权公告日 2015. 11. 25

(21) 申请号 201310674509. X

(22) 申请日 2013. 12. 11

(30) 优先权数据

13/711433 2012. 12. 11 US

(73) 专利权人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 R. T. 霍克托尔 P. G. 博南尼

S. F. 布什 M. J. 德尔安诺 S. 索罗

M. J. 哈特曼 J. E. 赫尔希

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 叶晓勇 汤春龙

(51) Int. Cl.

A61B 8/06(2006. 01)

H04N 17/00(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101904751 A , 2010. 12. 08,

CN 102327131 A , 2012. 01. 25,

US 2004/0002652 A1 , 2004. 01. 01,

US 2007/0113242 A1 , 2007. 05. 17,

US 6, 045, 507 A , 2000. 04. 04,

WO 2008/066682 A2 , 2008. 06. 05,

审查员 李伟博

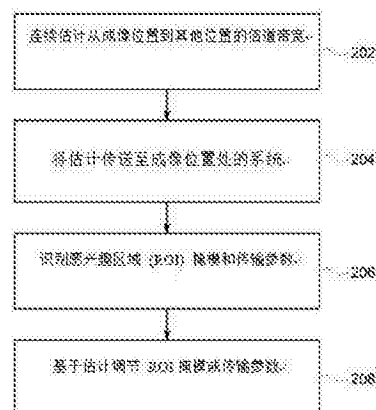
权利要求书1页 说明书12页 附图7页

(54) 发明名称

用于超声数据通信的系统和方法

(57) 摘要

本发明提供用于超声数据通信的系统和方法。所述方法包括:监视信道的随时间推移的带宽的估计,信道通信耦合成像位置与远离成像位置的另一位置;将所述估计传送至成像位置处的系统。该方法还包括识别感兴趣区域(ROI)掩模或者用于信道的一个或多个传输参数的至少其中之一,以及基于所监视到用于传送医疗图像的带宽的估计调节ROI掩模或者一个或多个传输参数的至少其中之一;所述系统包括第一工作站、第二工作站、分别耦合于第一和第二工作站的收发器、耦合于收发器之间的通信链路,以及位于所述第二工作站的位置处的链路分析单元(LAU)。



1. 一种控制医疗图像的传输的方法,所述方法包括:

监视信道的随时间推移的带宽的估计,所述信道通信耦合成像位置与远离所述成像位置的另一位置;

将所述估计传送至所述成像位置处的系统;

识别感兴趣区域 (ROI) 掩膜或者用于所述信道的一个或多个传输参数的至少其中之一;以及

基于所监视到用于传送所述医疗图像的带宽的估计调节所述 ROI 掩膜或者所述一个或多个传输参数的至少其中之一。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述监视包括连续判断随时间推移的带宽的估计。

3. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述传输参数包括压缩率和帧速率的至少其中之一,以及调节一个或多个传输参数包括调节所述压缩率和帧速率的至少其中之一以使所述 ROI 掩膜内的压缩率或帧速率与所述 ROI 掩膜外的压缩率或帧速率不同。

4. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,基于在所述信道上传送的一系列图像的一个或多个移动部分选择所述 ROI 掩膜。

5. 根据权利要求 1 所述的方法,还包括选择用于延长所述信道上的医疗图像的图像序列传输时间的时间间隔。

6. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,调节所述 ROI 掩膜包括调节所述 ROI 掩膜的尺寸或面积。

7. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,调节所述 ROI 掩膜包括移动所述 ROI 掩膜的中心。

8. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,调节一个或多个传输参数包括调节压缩和渐进传输的参数的至少其中之一,所述调节压缩和渐进传输的参数包括调节图像像素尺寸或者多个像素量化等级的至少其中之一。

9. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述医疗图像包括随时间推移的一系列超声图像。

10. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述调节包括基于所述医疗图像的变化特征调节压缩率和帧速率之一。

用于超声数据通信的系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于超声数据通信的系统和方法。

背景技术

[0002] 远程医疗保健服务（例如在可能不具有足够的医疗保健设备的远程位置执行诊断成像）正在增长。部分地由于医疗保健诊所的部分下放所带来的成本降低、较快诊断和整体效率的原因，远程医疗保健实践区正在扩大。

[0003] 在远程医疗保健中，由远离主医疗中心（例如医院）的医疗诊所中的远程医疗保健医生（RHCP）对患者进行检查。RHCP 可以执行用于诊断测试的方案，还可以在位于主医疗中心的专家的指导和监督下执行一些治疗。RHCP 与专家之间的通信可通过多种通信模式实现，其可呈现出具有动态带宽，即变化的服务质量（QoS）的通信。如果不识别、表征和补偿变化的 QoS 对 RHCP 与专家之间的通信的影响，在一些情况下，整个过程的效率会降低，并且可能导致困难或不当的诊断。

[0004] 但是，在超声诊断成像中，例如超声诊断图像质量没有统一的度量标准。通常，通信工程师使用计算手段，例如在像素值区域上计算的均方差。这种图像质量评估可谓客观。对于特别选定的计算手段，客观的质量评估具有缺点。例如，如果选择均方差作为计算误差，而且该误差平均起来很低，则假设显示的图像可能相对于原始图像是真实的。但是，低均方差也能来自于噪声干扰，其仅在小部分传输中显著，可导致严重的图像伪影。另一种图像质量定义是主观手段。这些手段通常由专家图像翻译的意见得分形成。选任一组专家来评估常规图像传输的图像质量是不现实的。

[0005] 因此，通过传统的结构和方法，以流的形式传输用于远程超声检查的数据不能提供传递具有足够图像质量的平滑显示的合理预期。此外，即使能够可靠地实现图像质量的自动化使得质量水平令专家图像翻译满意，传输图像的最终目标也不是质量本身，而是辅助做出患者状况的正确诊断的图像值。这些相同的问题出现在传统图像压缩中，特别是当证明允许采用有损压缩技术时，以及如果允许，对于特定压缩技术引起的损耗的类型和程度的可接受程度的判断和说明。因此，当涉及传输的医疗图像时，通常依赖传输信道的带宽作为用于估计图像质量的主参数（如果不是单独的参数），特别是对于具有变化带宽的通信信道，其执行情况可能并不令人满意。

发明内容

[0006] 在一个实施例中，提供用于控制医疗图像传输的方法。该方法包括：监视信道的随时间推移的带宽的估计，信道通信耦合成像位置与远离成像位置的另一位置；将所述估计传送至成像位置处的系统。该方法还包括识别感兴趣区域（ROI）掩模或者用于信道的一个或多个传输参数的至少其中之一，以及基于所监视到用于传送医疗图像的带宽的估计调节 ROI 掩模或者一个或多个传输参数的至少其中之一。

[0007] 作为优选，所述监视包括连续判断随时间推移的带宽的估计。

[0008] 作为优选,所述传输参数包括压缩率或帧速率的至少其中之一,以及调节一个或多个传输参数包括调节所述压缩率或帧速率以使所述 ROI 掩模内的压缩率或帧速率与所述 ROI 掩模外的压缩率或帧速率不同。

[0009] 作为优选,基于在所述信道上传送的一系列图像的一个或多个移动部分选择所述 ROI 掩模。

[0010] 作为优选,还包括选择用于延长所述信道上的医疗图像的图像序列传输时间的时间间隔。

[0011] 作为优选,调节所述 ROI 掩模包括调节所述 ROI 掩模的尺寸或面积。

[0012] 作为优选,调节所述 ROI 掩模包括移动所述 ROI 掩模的中心。

[0013] 作为优选,调节一个或多个传输参数包括调节压缩和渐进传输的参数,包括调节图像像素尺寸或者多个像素量化等级的至少其中之一。

[0014] 作为优选,所述医疗图像包括随时间推移的一系列超声图像。

[0015] 作为优选,所述调节包括基于所述医疗图像的变化特征调节压缩率或帧速率之一。

[0016] 作为优选,所述医疗图像是彩色血流超声图像,以及所述调节基于所述超声图像中的一个或多个颜色的变化率。

[0017] 在另一个实施例中,提供一种图像通信系统,包括:位于一个位置处的第一工作站,所述工作站配置为从成像设备获取医疗图像;耦合至所述第一工作站的收发器;位于远离所述第一工作站的位置处的第二工作站;耦合至所述第二工作站的收发器,耦合至所述第一工作站的收发器和耦合至所述第二工作站的收发器形成所述第一工作站和所述第二工作站之间的通信链路;以及位于所述第二工作站的位置处的链路分析单元(LAU),所述 LAU 配置为监视所述通信链路的随时间推移的带宽的估计,以及将所述估计传送至所述第一工作站或耦合至所述第一工作站的收发器,基于所监视到的用于传送所述医疗图像的带宽的估计调节感兴趣区域(ROI)掩模或者用于所述通信链路的一个或多个传输参数的至少其中之一。

[0018] 作为优选,所述 LAU 配置为连续判断随时间推移的带宽的估计。

[0019] 作为优选,所述传输参数包括压缩率或帧速率的至少其中之一,以及调节所述压缩率或帧速率以使所述 ROI 掩模内的压缩率或帧速率与所述 ROI 掩模外的压缩率或帧速率不同。

[0020] 作为优选,所述第二工作站包括配置为接收用户输入的用户接口,所述用户输入选择用于延长所述信道上的医疗图像的图像序列传输时间的时间间隔。

[0021] 作为优选,还包括用户接口,所述用户接口允许调节所述 ROI 掩模的尺寸或面积或者移动所述 ROI 掩模的中心。

[0022] 作为优选,所述医疗图像包括随时间推移的一系列超声图像,以及,基于所述医疗图像的变化特征调节压缩率或帧速率之一。

[0023] 作为优选,所述超声图像是彩色血流超声图像,以及所述调节基于所述超声图像中的一个或多个颜色的变化率或者所述图像内的运动。

[0024] 在另一个实施例中,提供一种非瞬时计算机可读存储介质,用于使用处理器控制医疗图像在信道上的通信,所述非瞬时计算机可读存储介质包括用于命令所述处理器执行

以下步骤的指令：监视信道的随时间推移的带宽的估计，所述信道通信耦合成像位置与远离所述成像位置的另一位置；将所述估计传送至所述成像位置处的系统；识别感兴趣区域 (ROI) 掩膜或者用于所述信道的一个或多个传输参数的至少其中之一；以及基于所监视到用于传送所述医疗图像的带宽的估计调节所述 ROI 掩膜或者所述一个或多个传输参数的至少其中之一。

[0025] 作为优选，所述指令命令所述处理器连续判断随时间推移的带宽的估计。

[0026] 作为优选，所述传输参数包括压缩率或帧速率的至少其中之一，以及所述指令命令所述处理器调节压缩率或帧速率以使所述 ROI 掩膜内的压缩率或帧速率与所述 ROI 掩膜外的压缩率或帧速率不同。

[0027] 作为优选，所述指令命令所述处理器调节所述 ROI 掩模的尺寸或面积或者所述 ROI 掩模的中心。

附图说明

[0028] 图 1 是根据实施例形成的图像通信系统的示意性框图。

[0029] 图 2 是可用于获取图 1 的系统传输的图像数据的超声成像设备的框图。

[0030] 图 3 是显示根据不同实施例的用于初始信道分析的时序的视图。

[0031] 图 4 是显示根据不同实施例的感兴趣区域 (ROI) 掩模的视图。

[0032] 图 5 是显示根据不同实施例的服务质量 (QoS) 分析的视图。

[0033] 图 6 是根据不同实施例的控制图像数据通信的方法。

[0034] 图 7 显示根据不同实施例形成的手提或袖珍超声成像系统。

[0035] 图 8 显示根据实施例形成的设置在可移动基座上的超声成像系统。

[0036] 图 9 显示根据实施例形成的 3D 功能小型超声系统。

具体实施方式

[0037] 当结合附图进行阅读时，将更好地理解以下特定实施例的详细描述。图片显示了不同实施例的功能框的视图，就此而言，功能框不一定表示硬件电路之间的分隔。例如，可以在单件硬件或多件硬件中实施一个或多个功能框（例如处理器、控制器、电路或存储器）。应理解，不同实施例不限于图中显示的设置和手段。

[0038] 在此使用的以单数形式表述以及前置不定冠词的元件或步骤应理解为不排除多个所述元件或步骤，除非明确声明这种排除。此外，引用“一个实施例”不意在解释为排除也包括所表述的特征的其他实施例的存在。此外，除非明确做出相反的声明，实施例“包括”或“具有”具有特定特性的一个元件或多个元件可以包括不具有该特性的其他元件。

[0039] 不同实施例提供成像数据的通信，在一个实施例中，成像数据是超声诊断数据。在一些实施例中，通信信道具有动态有效带宽，不同实施例可提供顺序超声图像帧在具有变化的有效带宽的一个或多个通信信道上的虚拟流传递。例如，典型的诊断测试方案是超声检查。超声检查可持续几分钟。如果图像的呈现脱离流模式以及在呈现中存在开始和停止，那么对于医疗保健专业人士来说，观看连续图像帧可能造成注意力分散，没有帮助。如果图像分辨率严重降低或者较差的通信信道导致视觉伪影，也可能造成注意力分散和没有帮助。不同实施例的至少一个技术效果是提高流图像数据（例如超声图像帧）中的稳定性，

其中流在连续传播过程中的停止和开始被减少或消除了,并且可能由具有变化有效带宽的通信信道引起的图像分辨率降低或视觉伪影也减少了。

[0040] 不同实施例提供成像系统,所述成像系统在一个或多个通信信道上从一个位置(例如患者检查地点)向另一个位置(例如远离检查地点的医院)传送信息,例如诊断图像,在不同实施例中,所述信息是具有变化有效带宽的一个或多个通信信道上的一系列或一序列图像的流。例如在一个实施例中,提供监视和/或连续的远程医疗保健医生(RHCP)至专家的信道带宽估计,例如在远离医疗保健机构以及具有变化有效带宽的通信信道的位置执行超声扫描的 RHCP 之间。这样,不同实施例控制一个或多个通信信道上的多个图像(例如流图像)的通信。

[0041] 图 1 是根据不同实施例的用于图像数据通信的图像通信系统 100 的示意性框图。图像通信系统 100 一般配置为获取医疗图像,例如 RHCP 位置处的超声图像(例如随时间推移的多个超声图像),并将该图像传输至例如远程专家以进行观察和咨询。图像通信系统 100 包括 RHCP 工作站 102,其允许获取图像数据以及与用户或操作者(例如 RHCP)接口。应指出,虽然结合超声数据通信描述不同实施例,但是不同实施例可用于其他类型的医疗和非医疗图像数据的通信,例如流形式的其他类型的医疗图像、诊断音频、心电图(ECG)和其他生理波形。

[0042] 系统 100 包括与远程收发器进行通信的 RHCP 收发器 104,在所示实施例中,远程收发器是专家收发器 106。收发器 104 和 106 在通信链路 108 上进行通信,或者形成通信链路 108,通信链路 108 可包括一个或多个通信信道(例如蜂窝网络通信信道),在一些实施例中,通信信道具有变化的有效带宽。相应地,通信链路 108 提供第一位置 110 和第二位置 112 之间的双向或双路通信,在一个实施例中,第一位置 110 和第二位置 112 可以分别是检查位置和远离检查位置(例如几英里远)的专家位置。

[0043] 关于获取和处理图像数据的第一位置 110,RHCP 工作站 102 包括显示为计算机 114 的处理器。计算机 114 耦合至 RHCP 收发器 104,从而允许计算机 114 通过专家收发器 106 和位于第二位置 112 处的显示为专家工作站 116 的另一个工作站之间的通信。应指出,RHCP 收发器 104 和专家收发器 106 可以分别构成 RHCP 工作站 102 和专家工作站 116 的一部分,或者分别独立于 RHCP 工作站 102 和专家工作站 116。还应指出,工作站 102 和 116 可以是不同类型的操作者可用的任何类型的工作站。

[0044] 计算机 114 还连接至显示为医疗传感器套件 118 的一个或多个医疗装置 120。医疗装置 120 可移除或可操作地耦合至 RHCP 工作站 102 的接口(未显示),从而允许二者之间的通信。医疗传感器套件 118 可包括多个不同类型或种类的医疗装置,例如用于不同成像应用的多个不同类型的医疗成像探头。在一个实施例中,医疗装置 120a 是超声成像设备 130,如图 2 所示和以下详述。

[0045] 计算机 114 还耦合至用户输入端 122,用户输入端 122 包括用于与 RHCP 工作站 102 进行接口或交互的一个或多个用户控制器(例如键盘、鼠标和/或触摸板)。计算机 114 还耦合至显示器 124,显示器 124 配置为显示一个或多个超声图像 126,例如时序图像或循环图像,也称为电影回放(cine loop)。在操作中,用户能够使用用户输入端 122 控制显示器 124 上的图像 126 的显示,例如控制特定的显示设置。用户输入端 122 还允许用户控制用于生成图像 126 的图像数据的获取,例如图像获取设置或控制。在一个实施例中,用户输入端

122 允许控制图 2 所示的超声成像设备 130。

[0046] 超声成像设备 130 配置为获取可由超声成像设备 130 或 RHCP 工作站 102 处理以生成目标 134(例如患者)的感兴趣区域 132(例如感兴趣的解剖结构)的一个或多个图像(例如 2D、3D 或 4D 图像)的超声图像数据。超声成像设备 130 或 RHCP 工作站 102 通过重建超声成像设备 130 获取的成像数据生成一个或多个图像。应指出,在此使用的成像数据和图像数据都概括地指可用于重建图像的数据。

[0047] 在示例性实施例中,通过成像探头 136 获取成像数据。在一个实施例中,成像探头 136 可以是手持式超声成像探头。或者成像探头 136 可以是红外光学断层扫描探头。在另一个实施例中,成像探头 136 可以是用于获取超声图像的任何适当的探头。成像探头 136 显示为机械耦合至超声成像设备 130。可替换地或者可选地,成像探头 136 可以与超声成像设备 130 无线通信。在再一个实施例中,成像探头 136 可替换地或者可选地耦合至 RHCP 工作站 102。

[0048] 控制器 138 设置为控制成像探头 136 的扫描参数。例如,控制器 138 可以控制成像探头 136 的获取参数(例如操作模式)。在另一个实施例中,控制器 138 可以控制成像探头 136 的其他扫描参数(例如增益、频率等)。控制器 138 可以基于用户接口 140 处的操作者提供的扫描参数控制成像探头 136。操作者可以在通过成像探头 136 获取图像之前设置成像探头的扫描参数。在一个实施例中,操作者可以在图像获取过程中调节成像探头的扫描参数。应指出,在一些实施例中,控制器 138 表现为计算机 114(如图 1 所示),用户接口 140 表现为用户接口 122(如图 1 所示)。应指出,可以设置不同类型的用户接口。例如,可以设置用户可操作控制器或输入端,其可以是物理控制器或虚拟控制器,例如屏幕或触摸屏上显示的。作为另一个示例,用户接口可以由大脑信号控制的心灵感应接口。

[0049] 设置成像模块 142 以基于由成像探头 136 获取的成像数据重建一个或多个图像。成像模块 142 可包括重建图像的处理器或计算机,在一些实施例中,成像模块构成计算机 114 的一部分(如图 1 所示)。成像数据可包括随时间推移的 2D 图像切片。成像模块 142 可以组合(例如对齐、偏移、重定向等)2D 图像切片以重建电影回放,电影回放可显示为随时间推移的 2D 超声图像的顺序循环。

[0050] 在一个实施例中,显示器 144(可表现为图 1 的显示器 124)设置在用户接口 140 处。在图像获取过程中,重建的图像可以显示在显示器 144 上。或者,在完成图像获取后,重建的图像可以显示为最终图像序列。应指出,用户接口 140 显示为包含在超声成像设备 130 中。在一些实施例中,用户接口 140 可以是分离工作站的一部分,例如独立于超声成像设备 130 设置的 RHCP 工作站 102。

[0051] 在操作中,超声成像设备 130 获取的数据是可访问的,并可以使用收发器 104 和 106 在第一位置 110 和第二位置 112 之间通信。应指出,收发器 104 和 106 可以配置为使用任何适当的通信协议进行通信,例如适当的无线通信协议,例如蜂窝 3G 通信协议。使用这种设置,来自于 RHCP 工作站 102 处的计算机 114 的数据可以传输至专家工作站 116 处的专家,从专家发出的数据可以在 RHCP 工作站 102 处被接收。

[0052] 在第二位置 112,在一个实施例中,其是有所在专家的医院或医疗保健机构,链路分析单元(LAU)150 配置为监视从第一位置 110 通过收发器 104 和 106 接收的数据,以及向专家工作站 116 和 / 或专家收发器 106 提供数据,在此将更详细地描述。

[0053] 在不同实施例中, LAU150 是以硬件、软件或其组合实现的模块或控制器。LAU150 定位于邻近专家工作站 116, 在一些实施例中, LAU150 构成专家工作站 116 的一部分, 或者是能够可操作地耦合至专家工作站 116 的模块。专家工作站 116 可以是数据服务器, 在数据服务器, 多个工作站可以连接并与 RHCP 工作站 102 交互。LAU150 配置为执行一种或多种功能, 在所示实施例中, 所述功能允许带宽监视或连续的 RHCP 至专家的信道带宽估计, 其通过专家收发器 106 传送至 RHCP 收发器 104。

[0054] 特别地, LAU150 配置为基于信道模型以置信区间提供信道带宽 (例如通信链路 108 的带宽) 的估计。在不同实施例中, 估计的值用于率失真模型, 以预测 T 秒检查过程中的图像质量, 从而支撑长度 T 秒的超声检查的虚拟流显示 (例如没有时间间断的随时间推移的超声图像的平滑呈现显示), 而图像质量不会降低至指定水平以下。如图 3 的时序图 160 所示, 在 RHCP 开始超声检查之前, 在 162 建立 RHCP 和专家之间的双向信道, 在 RHCP 开始检查之前的 T_s 秒, LAU150 评估、分析或研究 RHCP 至专家的信道。LAU150 通过 T_s 秒的信道研究和任何可用的辅助数据形成信道模型, 辅助数据例如是历史记录 (例如带宽 QoS 趋势) 和例如从用户输入 LAU150 的参数。然后, LAU150 估计链路能够成功支撑图像传输会话的可能性, 在不同实施例中, 包括以最小或可接受水平 (例如没有伪影) 传输随时间推移的超声图像序列, 以允许用于评估的诊断相关的超声图像的传输。在操作中, LAU150 作为用于 RHCP 收发器 104 的反馈回路控制器。

[0055] 特别地, 在一个实施例中, 在超声检查之前, 工作站 102 和 116 的初始化如下进行 (参考图 3):

[0056] 1. 操作者输入将在 RHCP 至专家的通信链路 108 上传送并平滑显示给专家 (例如允许其诊断分析) 的超声检查图像的持续时间 T, 初始 ROI 收缩掩模 170 (图 4 所示) 及其放置, 以及其他初始化数据, 例如通信参数、图像量化和压缩参数。在一个实施例中, 操作者还输入 ΔT_{164} , 其是 RHCP 开始检查和开始向专家进行显示之间的延迟的时间上限。这种额外的操作者输入的一个结果是将图像序列传输时间延长 ΔT 。如果操作者不输入 ΔT 的值, ΔT 设置为 0。

[0057] 2. 建立 RHCP 工作站 102 和专家工作站 116 之间的双向通信链路 108, 初始化信道监视和建模并持续至少 T_s 的持续时间。

[0058] 3. LAU150 判断是否能够合理地预期链路 108 能够提供具有足够图像质量的平滑流呈现, 其在 RHCP 工作站 102 的显示器 124 和专家工作站 116 的显示器 117 之间的额外延迟不超过 ΔT 。分析可包括用于信道带宽监视的任何适当的方法。

[0059] 4. 如果步骤 3 中的判断是肯定的, 那么检查继续。如果该步骤中的判断不是肯定的, 基于最小图像质量和估计的信道带宽调节 ΔT 时间段, 或者例如系统可以切换至“存储及前进”模式, 在该模式中, 数据在发送之前被存储或缓冲。

[0060] 一旦检查在进行中, RHCP 或者专家可以调节 ROI 收缩掩模和掩模中心的位置, 在此将更详细的描述。

[0061] 在不同实施例中, LAU150 可操作以使用一种或多种不同方法控制在通信链路 108 上进行的信息传输。例如, 在不同实施例中, LAU150 可操作以控制感兴趣区域 (ROI) 收缩掩模以及有损压缩的程度, 在此将进行更详细的描述。这些参数均可用于降低来自于 RHCP 工作站 102 的传输速率, 同时仍然保证图像质量。特别地, 图 4 所示的感兴趣区域 (ROI) 收

缩掩模 170 是由用户指定的（或者初始自动选择的）图像区域 126，例如 RHCP 或者专家在触摸屏上（或者对于非触摸屏显示器使用鼠标或者其他边界指定技术，例如与 JPEG2000 关联的技术）勾勒的区域。可以使用线 172 来识别所勾勒的区域。可以看出，线 172 可能不是直的或者具有连贯曲线，而是可以根据用户需要配置，从而识别特定的感兴趣区域（例如包括特定心脏区域的血流）。

[0062] 在一些实施例中，当从 RHCP 至专家的通信链路 108 上的可用带宽降低时，ROI 收缩掩模 170 可以收缩在区域 174 中。应指出，在此使用的 ROI 收缩掩模 170（也称为 ROI 掩模 170）的收缩一般表示 ROI 掩模 170 的物理尺寸或范围被减小或缩小，其可沿着 ROI 掩模 170 限定的整个边界按比例地应用。可选择地或者结合 ROI 掩模 170 的收缩，当可用带宽减小时有损压缩可能增大，由模糊线 172a 显示。在该选择性实施例中，应指出，有损压缩的增大可以仅在 ROI 掩模 170 包围的图像区域外部，仅在 ROI 掩模 170 包围的图像区域内部，或者既在 ROI 掩模 170 包围的图像区域外部又在 ROI 掩模 170 包围的图像区域内部。例如，可以减小 ROI 掩模 170 外部的压缩率以维持包括特别感兴趣的图像数据的 ROI 掩模 170 内部的恒定压缩率。用于传送与 ROI 掩模 170 内部和外部的图像部分关联的数据的其他参数也可以进行调节，并可每个都不同。

[0063] 可以通过例如在 RHCP 工作站 102 的计算机 114 上操作的窗口分析模块 (WAM) 125 执行 ROI 掩模 170 的收缩。在一个实施例中，可以对 WAM 模块 125 进行编程，以根据一个或多个以下过程执行 ROI 掩模收缩：

[0064] 1. RHCP 或专家存储的优选过程；

[0065] 2. 推荐或指定过程；

[0066] 3. RHCP 或专家执行的实时的临时或连续调节；和 / 或

[0067] 4. 如果可用带宽跌至维持所需或理想的传输速率所需的水平以下，根据 LAU150 的指令。

[0068] 关于 LAU150（以上的 4）的控制，例如假设 ROI 是半径为 R 的圆形区域，像素的面积是 A。那么 ROI 包括 $\frac{\pi R^2}{A}$ 个像素。此外，假设编码平均为每个像素分配 B 字节。那么与 ROI

关联的 ROI 图像数据量 D 是 $D = \frac{\pi R^2}{A} B$ 字节。LAU150 可用于执行数据传输控制的两个变量是 R 和 B。ROI 图像数据量对这些变量的敏感度可如下定义：

$$[0069] \quad D_R = \frac{\partial D}{\partial R} = \frac{2\pi}{A} (RB)$$

$$[0070] \quad D_B = \frac{\partial D}{\partial B} = \frac{\pi}{A} R^2$$

[0071] 由于 R 比 B 更接近于连续变量，应指出，减小每像素的平均字节数而不是将 B 减小整数量可以影响 ROI 图像数据量的减小。在一个实施例中，可以对 WAM125 进行编程，以根据方向导数改变 D，例如 $\alpha(R, B) D_R + \beta(R, B) D_B$ ，其中系数 $\{\alpha(R, B), \beta(R, B)\}$ 由表或函数提供。

[0072] 在一个实施例中，通过从工作站发出音频信号（例如声调），声调的频率表示信道的状况，控制 WAM125 的 RHCP 至专家的信道反馈的反馈估计还可以辅助 RHCP 做出通知。例如较高的音频可表示良好的信道质量，较低的频率可表示降低的信道质量。此外，可以提供

视觉指示器,例如变化的光。

[0073] 应指出,如果以及当链路质量降低时,可以使用有损编码和渐进传输。在不同实施例中,选择有损编码技术以保持足够的图像质量。例如,渐进传输使用的子带编码减小或避免当使用基于块变换的压缩方法(例如具有一些 JPEG 压缩)时可能出现的块伪影。JPEG2000 压缩技术基于小波,非常适合于渐进传输,当接收到更多数据时可引起图像质量提升。应指出, JPEG 仅是压缩技术的一个示例,不同实施例不限于特定的压缩。例如,其他类型的压缩包括 MPEG 和 h. 264 等。

[0074] 在另一个实施例中,所选择的用于渐进传输的有损压缩方法可涉及超声图像的一些去斑。窄带超声是相干成像技术,其产生的图像充满散斑噪声。应指出,散斑噪声表现为乘性噪声而非加性噪声。相应地,通过在例如执行多分辨率分解中考虑图像的算法,可以准线性方式定义散斑现象。还可以使用非线性处理方法,例如对图像应用一组定向一维中值滤波器,以及将每个点的值设置为滤波器组中所有滤波器所报告的最大值。该方法减小散斑噪声并维持图像的结构,特别是在对组织进行成像时出现在组织层之间的“薄的明亮的条纹”。基于小波变换,可以使用的另一种非线性技术在美国专利 US5,619,998 和 US5,497,777 中进行了描述,这两篇专利都是共同转让的。

[0075] LAU150 还可以估计从 RHCP 收发器 104 接收的符号(例如数据位)的 QoS,在此将进行更详细的描述。该估计可用于执行一些前向纠错码的改进解码。

[0076] LAU150 还可以生成存储的或保存的带宽时间积。这是通过对专家的图像显示延迟时间段 ΔT 秒来实现的。如果 RHCP 至专家的信道(例如通信链路 108)变得瞬时不可使用,那么时间间隔 ΔT 是可以使用的有效的存储库或缓冲器。图 5 显示不同实施例中的存储带宽。如曲线图 182 所示(其中时间沿 X 轴显示,信道的 QoS 沿 Y 轴显示),在区域 184 和 186 中,通过将 ROI 收缩掩模和有损压缩的程度设置得适合于可用带宽, RHCP 至专家信道的 QoS 缓慢变化(基于限定的随时间推移的方差水平),并且质量足以允许传输进行。例如,在区域 184 和 186 中,由曲线 188 表示的 QoS 在确定的方差内变化,该确定的方差可以是预定的方差。但是,在区域 190 中,信道的 QoS(基于箭头 192 所示的测量值)不再稳定,变化很快(超过限定的方差),并具有很低的平均值(例如低于限定值),从而信道瞬时不可使用。在该时间段内,数据的传输停止,在专家工作站 116 使用存储的时间带宽积来提供图像的平滑传递。在处理发生在 RHCP 工作站 102 的时期可以获得存储的时间带宽积,但是不传输图像数据,例如在不同扫描序列正在被处理以进行显示和传输之间,或者在传输开始时。

[0077] 不同实施例用于控制经由通信链路,特别是具有变化有效带宽的通信链路的图像数据的传输。特别地,如本文所述,可以使用信号处理与控制回路设置的组合来控制例如具有动态有效带宽的一个或多个信道上的超声成像。如本文所述,不同实施例可以监视,其可包括连续估计 RHCP 至专家的信道带宽,然后该带宽被发送到 RHCP 收发器 104 或计算机 114,作为反馈控制图像数据的传输。此外, RHCP 或者限定的 ROI 掩模 170 可应用于 RHCP 成像器,以及可以执行超声图像的压缩和/或渐进传输。此外,如本文所述,可以使用将图像序列传输时间延长 ΔT 的可选时间间隔。

[0078] 使用不同实施例,执行通信链路 108 的 QoS 的监视(在一些实施例中包括连续估计)。这样,通过动态评估数据信道,可以控制数据流。例如,图 6 显示用于控制图像数据通信的方法 200。方法 200 总体上提供从成像位置向远离其的另一个位置传输和显示一系列

超声图像,其中一系列图像以流形式显示。在不同实施例中,方法 200 包括在 202 监视通信信道的带宽估计,例如连续估计成像位置和另一位置之间的信道的带宽。例如,所述位置可以是远离另一位置的执行成像的位置,例如专家或评论员所在的医疗机构。可以使用不同方法执行在 202 的估计,例如包括:估计带宽延迟、封包错误率、丢包和 / 或信道抖动,以及使用任何适当方法的其他参数。在不同实施例中,在 202 的估计包括基于一个或多个测量参数确定信道的变化,从而例如可以确定信道的 QoS。在一些实施例中,估计包括预测信道的变化率和方向,而不仅是点估计。应指出,为此目的可以使用其他适当的方法,包括时间序列回归、隐马尔可夫模型、卡尔曼滤波等。例如,由于待传送的信息是已知的(例如超声图像),相应地待接收的期望数据也是已知的,从而例如使用一段时间上测量的参数可以确定有效信道带宽的速率和变化的预期。

[0079] 方法 200 还包括在 204 将估计传送至成像位置处的系统,例如以控制成像位置处的收发器,在此将进行更详细的描述。该估计信息提供反馈回路,可用于控制信道上的图像数据的传输。

[0080] 方法 200 还包括在 206 识别 ROI 掩模和 / 或传输参数。例如,如本文所述,ROI 掩模 270 可由用户选择。在其他实施例中,基于估计在开始时选择 ROI 掩模(例如 ROI 掩模的尺寸)和 / 或传输参数,例如用于图像数据的压缩和渐进传输的参数。

[0081] 方法 200 还包括基于估计调节 ROI 和 / 或传输参数。例如可以改变用于数据的压缩率,其可包括改变 ROI 掩模内部和 / 或外部的压缩率。在一些实施例中,不同地改变或调节内部和外部的压缩率,在不同实施例中,其包括在调节 ROI 内部的压缩率之前调节 ROI 外部的压缩率。

[0082] 在不同实施例中,可以使用运动信息限定 ROI 掩模。例如,可以使用一系列图像中的运动区选择用于 ROI 掩模的区域,然后该 ROI 掩模区域限定了有多少数据被传输。例如,由于 ROI 掩模中包括特别感兴趣的移动区域,因此对应于 ROI 掩模内部的区域比掩模外部的区域可传送更多的数据。应指出,例如基于用户输入或可用带宽估计,ROI 掩模可改变形状。还应指出,虽然在 ROI 掩模内部和外部限定了不同的区域,例如图 4 中显示的 ROI 掩模 170,但是也可以使用区域的梯度而不是实际的区域。

[0083] 这样,可以通过信道测量在 ROI 掩模内部和外部将 ROI 掩模限定为选定的压缩(例如压缩率或压缩类型)和 / 或帧速率。总体而言,限定压缩和 / 或帧速率使得为 ROI 掩模内部的区域比为 ROI 掩模外部的区域传送更多的图像数据。应指出,具有不同压缩的压缩率的变化可包括使用不同的压缩比,或者在一些实施例中,使用不同类型的压缩。

[0084] 应指出,可以设置可选的时间间隔,在此将进行更详细的描述。例如,可以积累或保存带宽,以允许更连续的数据流,例如如果存在可接受的延迟量。

[0085] 还应指出,在一些实施例中,可以自动选择 ROI 掩模,设置初始压缩和帧速率参数。例如,图像的移动区域(例如心脏瓣膜的运动)可包括在 ROI 掩模中。此外,在一些实施例中,可识别到 ROI 掩模内或 ROI 掩模外部的子区域包括不同的压缩率或帧速率。例如,在彩色血流成像中,图像中的不同颜色以不同的速率改变。这例如发生在静脉血流和动脉血流均可见的情况下,因为静脉血流倾向于是连续的,而动脉血流是以心率脉动的。在一些实施例中,使用具有不同颜色或密度变化率的不同颜色的区域来改变或调节(或者初始设置)压缩和 / 或帧速率。在其他实施例中,使用已知的界标,可以预测具有更大血流量的区

域并将其包括在 ROI 掩模中,该区域也可用于设置或改变压缩和 / 或帧速率。

[0086] 应指出,不同实施例增大更具临床相关性的信息(例如图像的移动部分)以允许远离成像地点的用户观看和分析的方式(例如没有跳跃或开始 / 停止的平滑显示的图像系列)被传送和显示给该用户的可能性。在一些实施例中,可以基于特定的成像预先设置或方案,例如基于待执行的特定扫描,改变压缩策略和 / 或帧速率。

[0087] 在一些实施例中,可以减小帧速率。例如,在不同实施例中,可以 100 帧 / 秒的速率获取超声数据。对于特定类型的成像,可使用这些较高的帧速率,例如胎心成像。在这些情况下,通常不减小帧速率,虽然特别感兴趣的 ROI 部分可能非常小。但是,在其他情况下,例如当帧速率达到 40 或 45 帧每秒时(例如由于成像深度或扇区宽度),可减小或限制帧速率,因为一般来说,这可能不是临床相关或重要的。例如,在这种情况下,数据可能变慢,例如至 30 帧 / 秒或预定或限定的其他值。这样,在一些实施例中,在减小帧速率之前,首先(基于成像的类型)判断减小帧速率是否是可接受的。

[0088] 结合不同的成像系统,例如不同的超声成像系统,可以实施不同实施例。例如,图 7 显示手提或袖珍超声成像系统 300(其可以表现为图 1 所示的成像通信系统 100 的一部分)。超声成像系统 300 可配置为按照方法 200 所述(如图 6 所示)操作和传送图像。超声成像系统 300 具有形成在单一单元中的显示器 302 和用户接口 304。例如,超声成像系统 300 为大约两英寸宽、大约四英寸长、大约半英寸厚。超声成像系统重约三盎司。超声成像系统 300 总体上包括显示器 302 和用户接口 304,用户接口可以包括或不包括键盘类接口或触摸屏和用于连接至扫描装置(例如超声探头 306)的输入 / 输出(I/O)接口。显示器 302 例如可以是 320x320 像素的彩色 LCD 显示器,医疗图像 308 或医疗图像 308 的序列可显示在显示器上。在用户接口 304 中可选地包括打字机类键盘 310 的按钮 312。

[0089] 探头 306 可通过导线、电缆等耦合至系统 300。或者,探头 306 可以物理或机械地从系统 300 分离。探头 306 可以直接或者通过接入点装置(未显示,例如设置在系统 300 内的天线)将获取的超声数据无线传输至系统 300。

[0090] 图 8 显示了设置在可移动基座 352 上的超声成像系统 350(其可表现为图像通信系统 100 的一部分)。超声成像系统 350 可以配置为按照方法 200 所述(如图 6 所示)进行操作。设置显示器 354 和用户接口 356,应理解,显示器 354 与用户接口 356 分离或者可与用户接口 356 分离。用户接口 356 可选地是触摸屏,允许操作者通过触摸显示的图形、图标等选择选项。

[0091] 用户接口 356 还包括根据期望或需要和 / 或通常设置的用于控制系统 350 的控制按钮 358。用户接口 356 提供多个接口选项,从而用户可以进行物理操作以与显示的超声数据和其他数据交互,输入信息及设置和改变扫描参数和观察角度等。例如,可以设置键盘 360、轨迹球 362 和 / 或其他控制器 364。一个或多个探头(例如图 2 所示的探头 136)可通信地与系统 350 耦合,以将获取的超声数据传输至系统 350。

[0092] 图 9 显示 3D 功能的小型超声系统 400(其可表现为图像通信系统 100 的一部分)。超声成像系统 400 可配置为按照方法 200(如图 6 所示)所述进行操作。超声成像系统 400 具有探头 402,探头 402 配置为获取 3D 超声数据或多平面超声数据。设置包括集成显示器 406 的用户接口 404,以从操作者接收命令。在此使用的“小型”表示超声系统 400 是手持或手提装置,或者配置为人的手、口袋、手提箱大小的箱子或背包可以携带。例如,超声系统

400 可以是具有常用的笔记本电脑尺寸的手提装置。超声系统 400 便于操作者携带,例如在远离医院或主医疗保健机构的位置。集成显示器 406(例如内屏)配置为显示例如一个或多个医疗图像。

[0093] 一个或多个实施例可以提供数据的实时传输,从而能够从不同位置执行临床上可行的检查和诊断。

[0094] 不同实施例和/或部件,例如模块或部件及其中的控制器,也可实施为一个或多个计算机或处理器的一部分。计算机或处理器可包括计算装置、输入装置、显示单元和例如访问因特网的接口。计算机或处理器可包括微处理器。微处理器可以连接至通信总线。计算机或处理器还可以包括存储器。存储器可包括随机存取存储器(RAM)和只读存储器(ROM)。计算机或处理器还可以包括存储装置,其可以是硬盘驱动器或可移动存储装置,例如软盘驱动器、光盘驱动器、闪存驱动器、跳跃驱动器(jump drive)、USB 驱动器等。存储装置还可以是用于将计算机程序或其他指令载入计算机或处理器中的其他类似的装置。

[0095] 在此使用的术语“计算机”或“模块”可包括任何基于处理器或基于微处理器的系统,包括使用微控制器、精简指令集计算机(RISC)、专用集成电路(ASIC)、逻辑电路和能够执行本文所述功能的任何其他电路或处理器的系统。以上示例仅是示例性的,因此不用于以任何方式限制术语“计算机”的定义和/或含义。

[0096] 计算机或处理器执行存储在一个或多个存储元件中的一套指令,以处理输入数据。根据期望或需要,存储元件还可以存储数据或其他信息。存储元件可以是处理机内的信息源或物理存储器元件的形式。

[0097] 一套指令可包括指示作为处理机的计算机或处理器执行特定操作(例如不同实施例的方法和过程)的不同命令。一套指令可以是软件程序的形式。软件可以是各种形式,例如系统软件或应用软件,软件可表现为有形非瞬时计算机可读介质。此外,软件可以是独立程序或模块、较大程序内的程序模块或程序模块的一部分的集合的形式。软件还可包括面向对象编程形式的模块编程。处理机对输入数据的处理可响应操作者命令,或者响应先前处理的结果,或者响应另一个处理机做出的请求。

[0098] 在此使用的术语“软件”和“固件”是可互换的,包括存储在存储器中由计算机执行的任何计算机程序,存储器包括 RAM 存储器、ROM 存储器、EPROM 存储器、EEPROM 存储器、以及非易失性 RAM(NVRAM)存储器。上述存储器类型仅仅是示例性的,因此不限制可用于存储计算机程序的存储器类型。

[0099] 应理解,以上描述用于说明而非限制。例如,上述实施例(和/或其方面)可以彼此组合使用。此外,可以进行许多修改以使特定情况或材料适应于所述主题的不同实施例的教导,而不背离不同实施例的范围。虽然在此描述的材料尺寸和类型用于限定不同实施例的参数,但是实施例绝不是限制性的而是示例性的实施例。通过回顾以上描述,许多其他实施例对于本领域普通技术人员也是明显的。因此,不同实施例的范围应参考所附权利要求以及这些权利要求所等效的全部范围来确定。在所附权利要求中,术语“包括”和“在其中”分别作为术语“包含”和“其中”的纯英语等效说法。此外,在所附权利要求中,术语“第一”、“第二”和“第三”等仅作为标记,不用于对其对象强加数值要求。此外,所附权利要求的限制没有写成装置加功能的格式,不能基于 35 美国专利法第 112 条第 6 段进行解释,除非及直至权利要求限制明确地使用短语“用于……的装置”加上缺少其他结构的功能陈

述。

[0100] 该书面描述使用示例来公开不同实施例,包括最佳实施方式,并使本领域普通技术人员能够实施不同实施例,包括制造和使用任何设备或系统以及执行任何包含的方法。本发明的可专利范围由权利要求书限定,并且可以包括本领域的技术人员想到的其它示例。这样的其它示例旨在属于权利要求书的范围内,只要它们具有与该权利要求书的文字语言没有区别的结构元件,或者只要它们包括与该权利要求的文字语言无实质区别的等效结构元件。

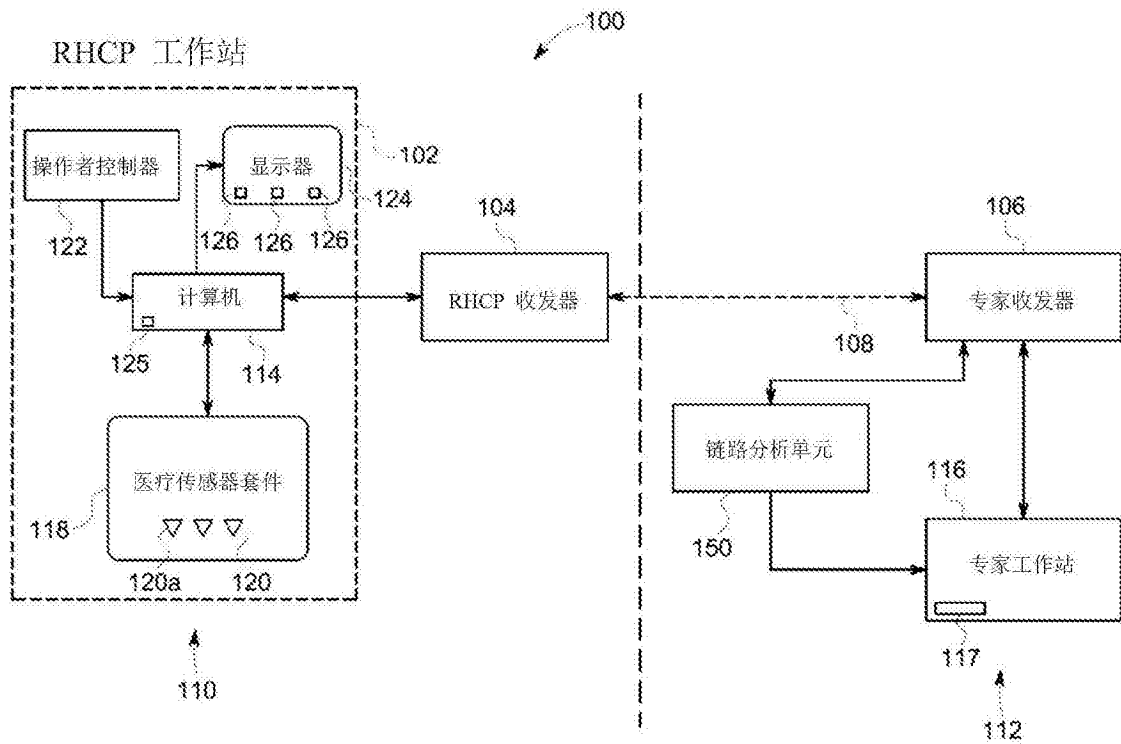


图 1

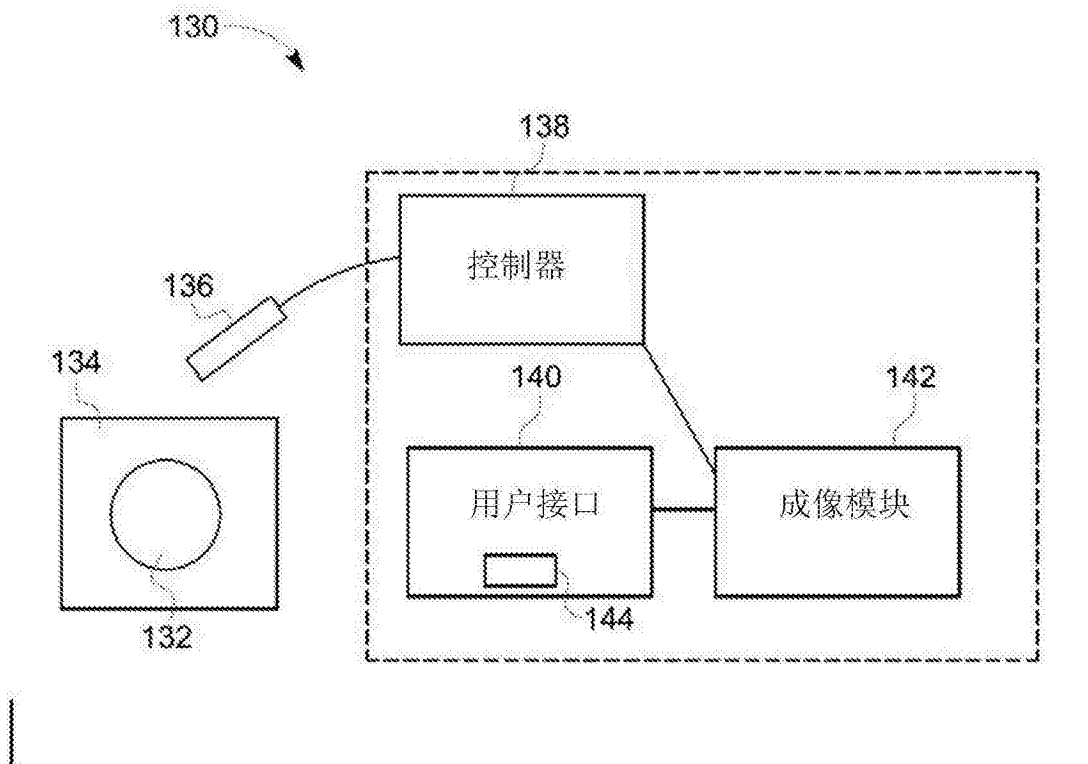


图 2

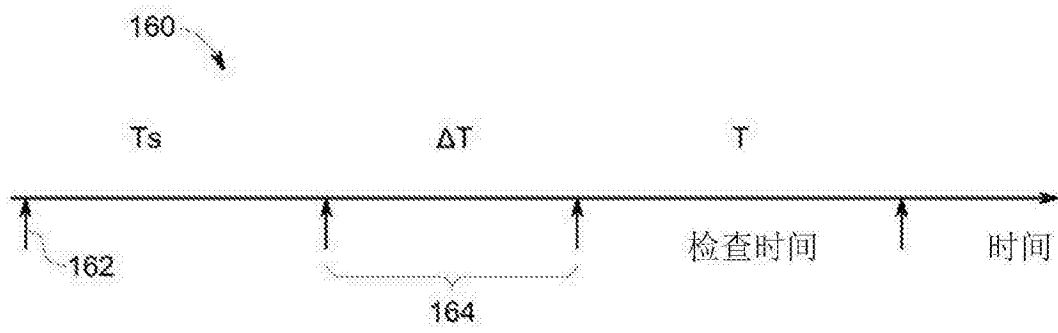


图 3

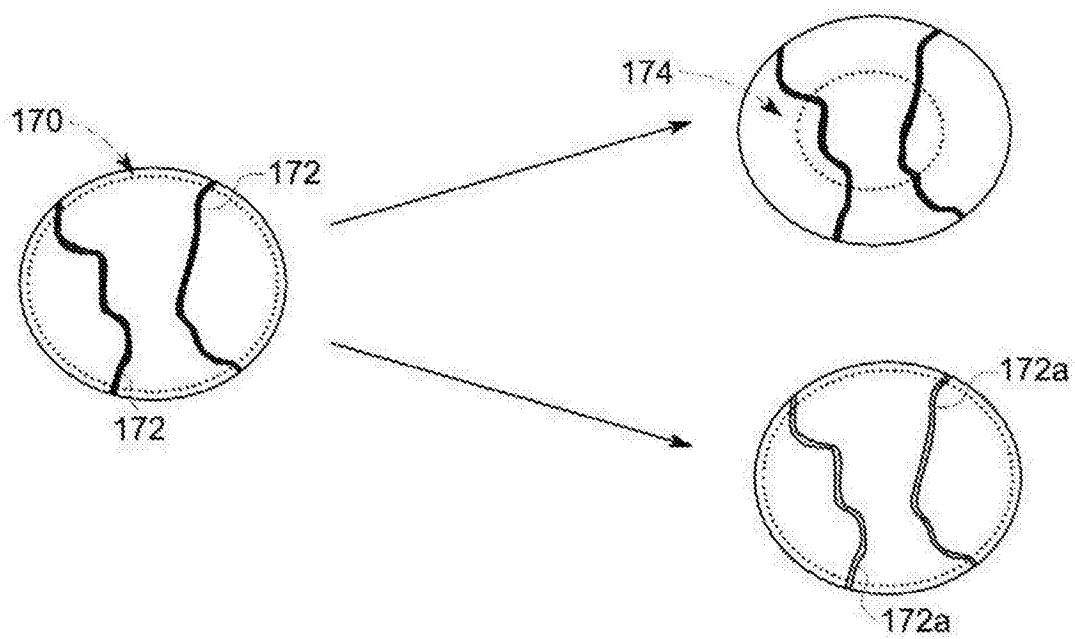


图 4

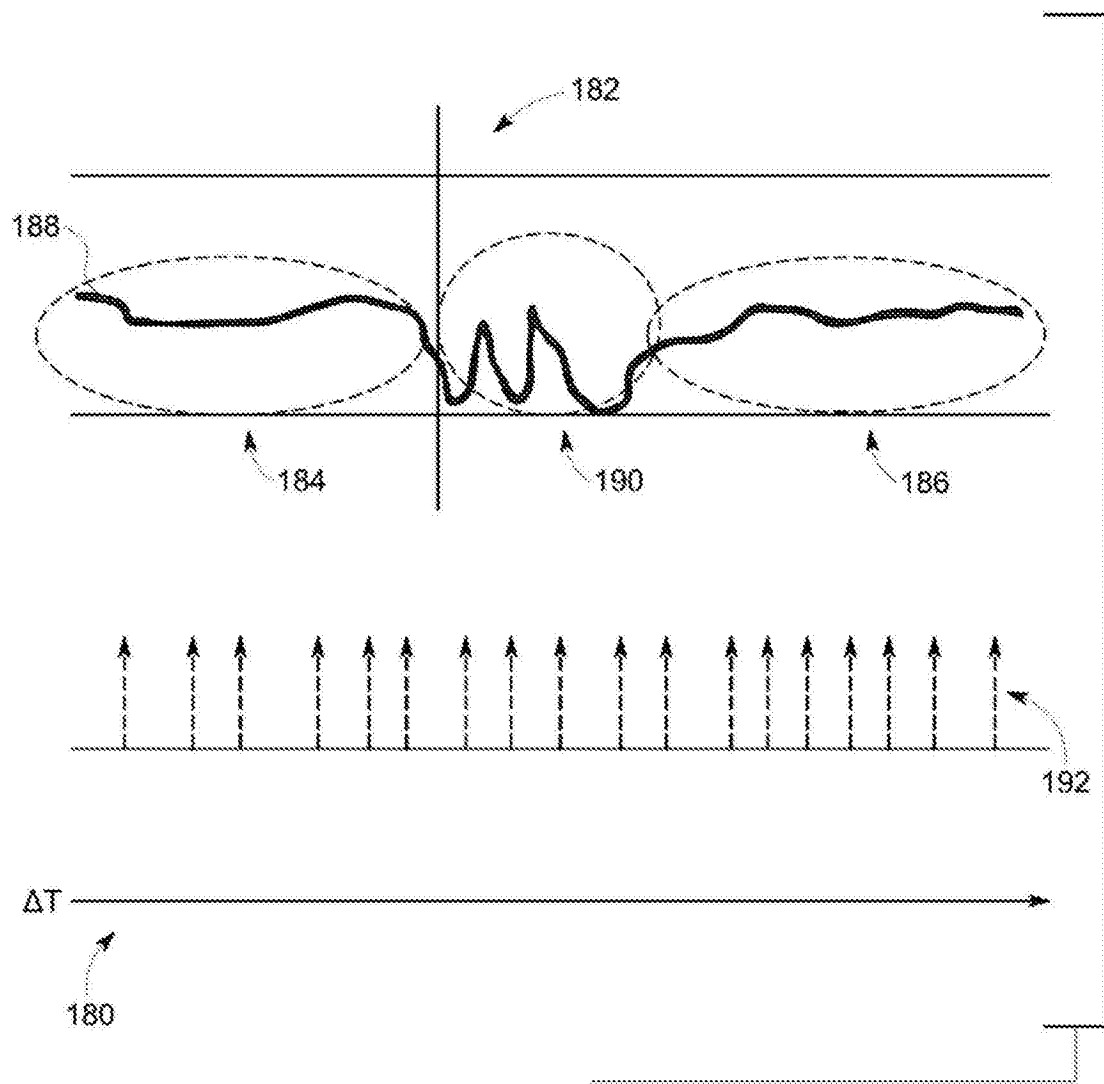


图 5

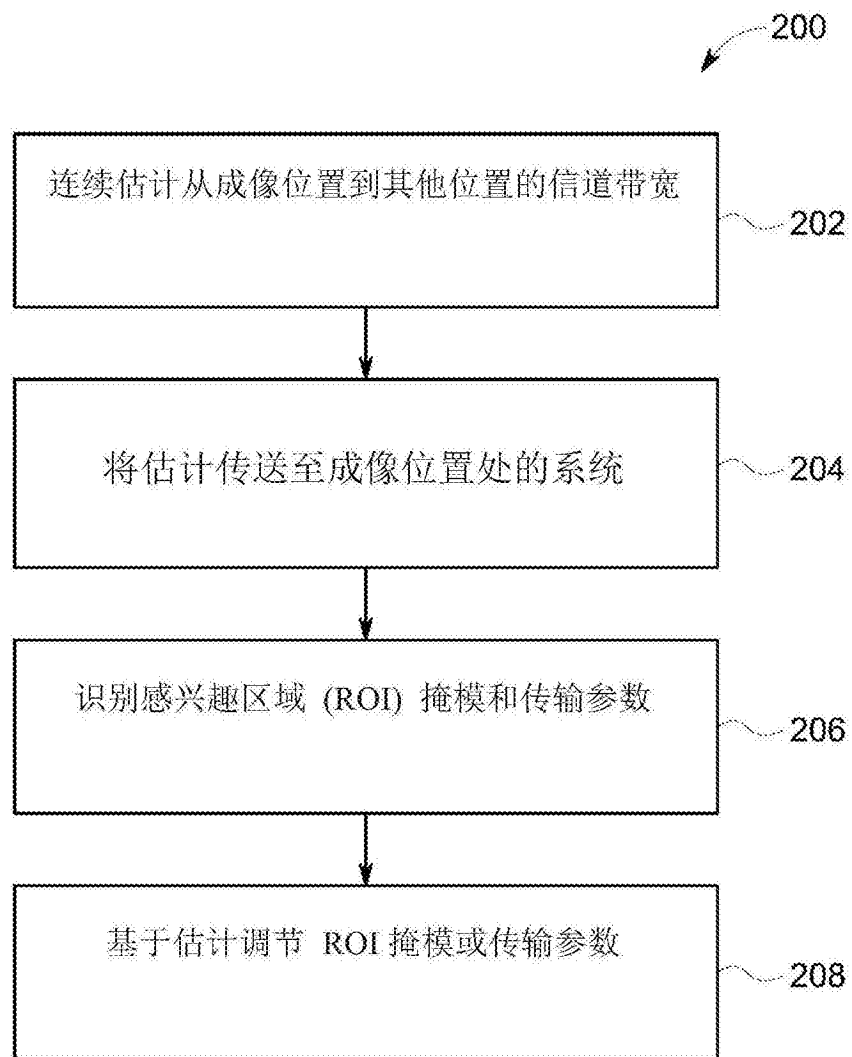


图 6

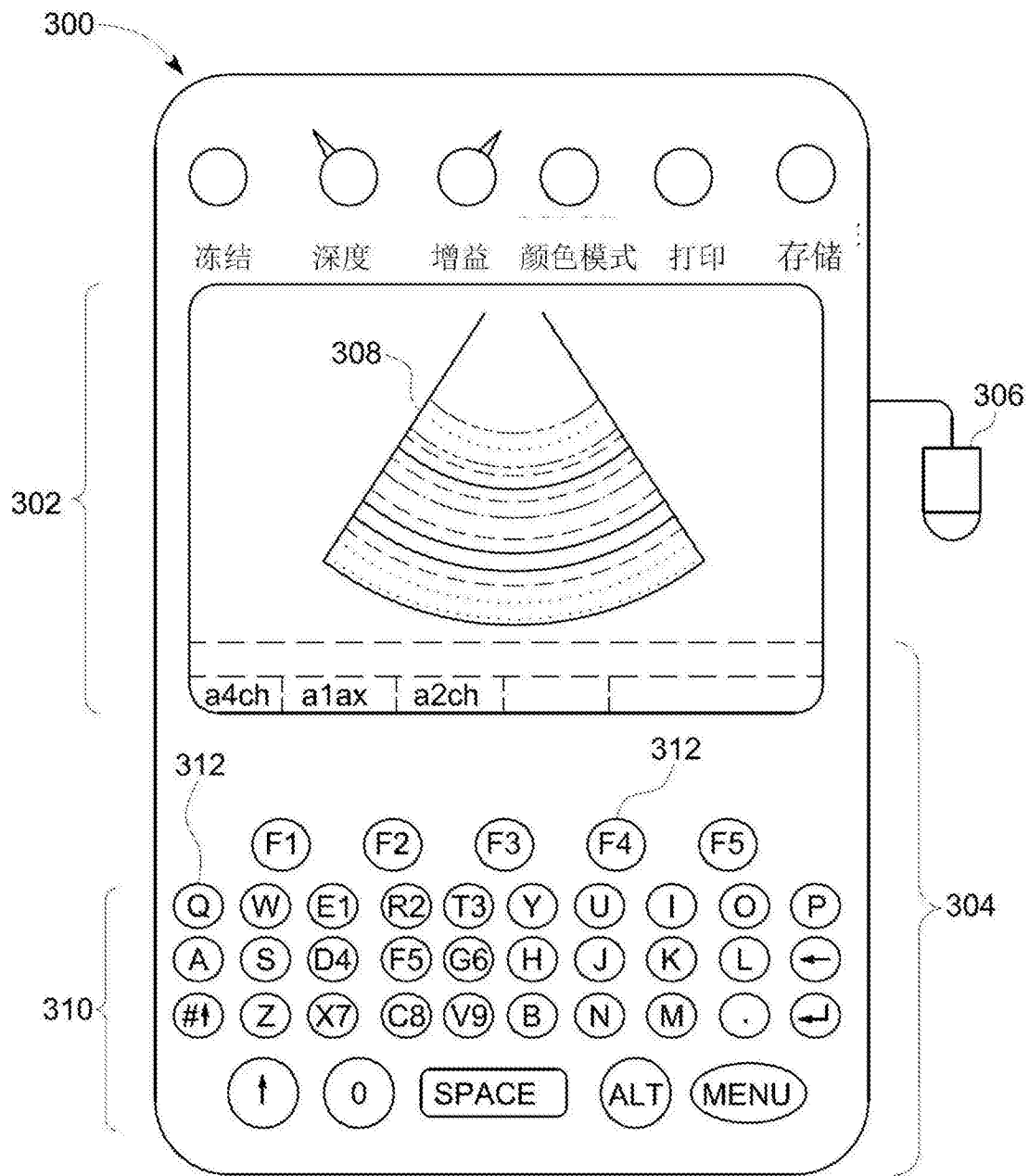


图 7

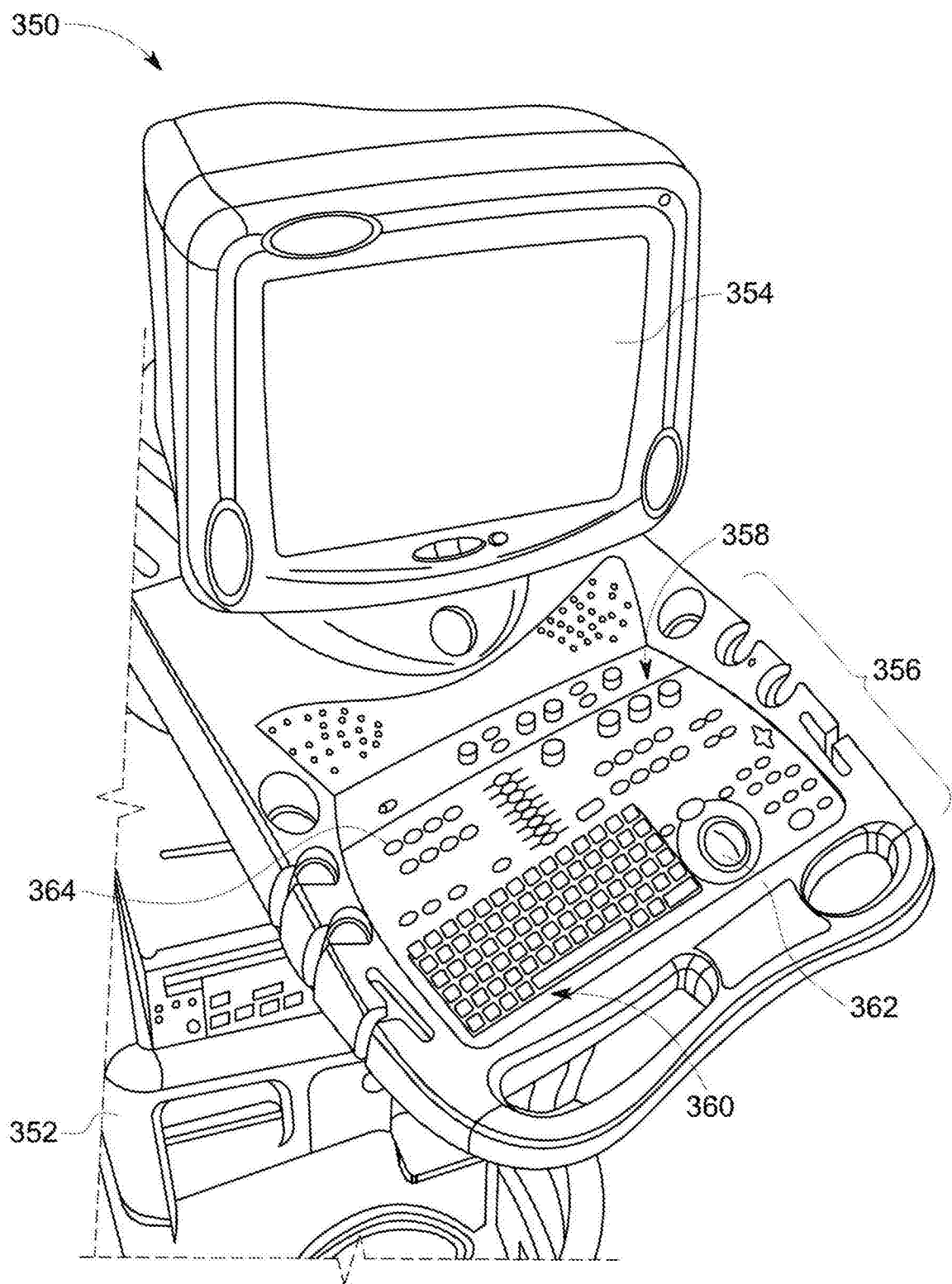


图 8

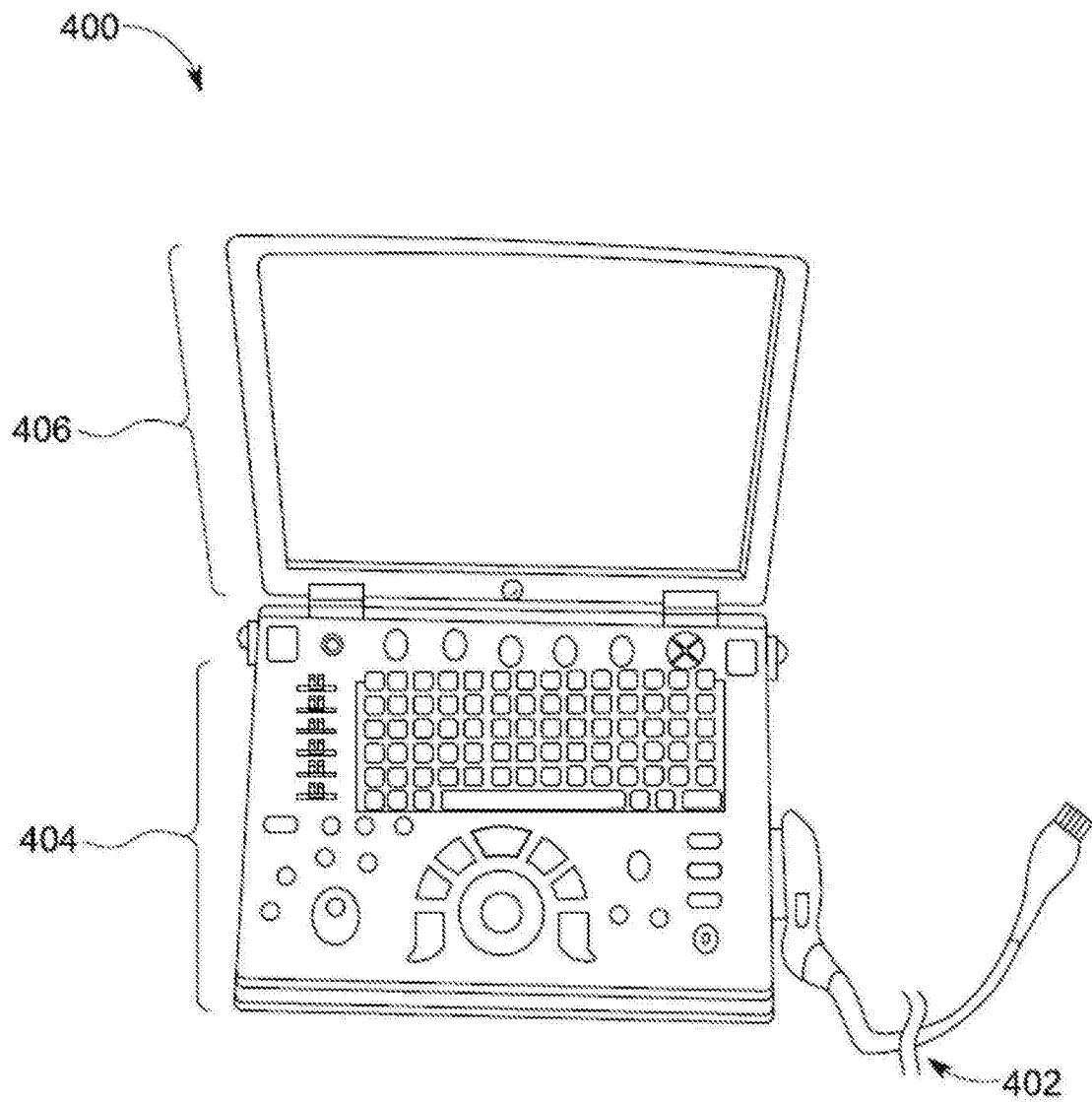


图 9

专利名称(译)	用于超声数据通信的系统和方法		
公开(公告)号	CN103860200B	公开(公告)日	2015-11-25
申请号	CN201310674509.X	申请日	2013-12-11
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	R T 霍克托尔 P G 博南尼 S F 布什 M J 德尔安诺 S 索罗 M J 哈特曼 J E 赫尔希		
发明人	R.T.霍克托尔 P.G.博南尼 S.F.布什 M.J.德尔安诺 S.索罗 M.J.哈特曼 J.E.赫尔希		
IPC分类号	A61B8/06 H04N17/00		
CPC分类号	H04L43/0876 H04L43/0894 H04L47/25 H04L47/38		
审查员(译)	李伟博		
优先权	13/711433 2012-12-11 US		
其他公开文献	CN103860200A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供用于超声数据通信的系统和方法。所述方法包括：监视信道的随时间推移的带宽的估计，信道通信耦合成像位置与远离成像位置的另一位置；将所述估计传送至成像位置处的系统。该方法还包括识别感兴趣区域(ROI)掩膜或者用于信道的一个或多个传输参数的至少其中之一，以及基于所监视到用于传送医疗图像的带宽的估计调节ROI掩膜或者一个或多个传输参数的至少其中之一；所述系统包括第一工作站、第二工作站、分别耦合于第一和第二工作站的收发器、耦合于收发器之间的通信链路，以及位于所述第二工作站的位置处的链路分析单元(LAU)。

