



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101784235 A

(43) 申请公布日 2010.07.21

(21) 申请号 200880104429.8

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2008.08.14

A61B 8/08 (2006.01)

(30) 优先权数据

A61B 8/06 (2006.01)

60/968,372 2007.08.28 US

G01S 15/89 (2006.01)

A61B 17/34 (2006.01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010.02.25

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2008/053270 2008.08.14

(87) PCT申请的公布数据

W02009/027890 EN 2009.03.05

(71) 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 T·戈捷 A·克赖顿 M·布鲁斯

R·恩特金 J·E·鲍尔斯

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

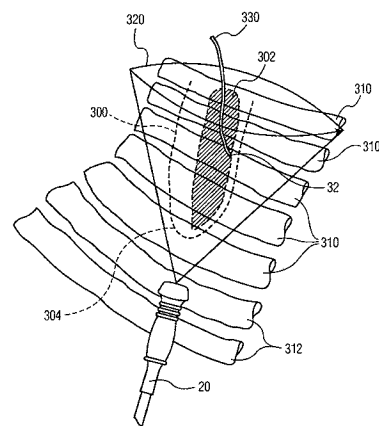
权利要求书 2 页 说明书 4 页 附图 4 页

(54) 发明名称

用于同时进行的侵入性设备可视化和脉管系统成像的双路径彩色多普勒成像系统和方法

(57) 摘要

公开了一种用于同时创建针和脉管血流彩色多普勒成像的超声成像系统 (10)。创建感兴趣解剖区域的 B 型图像。沿着一个多普勒图像处理路径创建针对脉管血流可视化而优化的第一组多普勒图像数据。沿着另一平行的多普勒图像处理路径创建针对针或者其它侵入性设备的可视化而优化的第二组多普勒图像数据。通过基于多个用户可选择的模式将 B 型图像、第一多普勒图像数据和第二多普勒图像数据中的一些或者所有相组合而创建并显示彩色多普勒图像。



1. 一种用于创建超声成像系统中图像域的彩色多普勒图像的方法,所述图像域包括血流和侵入性设备,所述方法包括:

沿着图像域中的至少一个视线发射超声脉冲的集合;

从所述至少一个视线接收回波信号;

利用第一设置对所述回波信号进行多普勒处理,以创建沿着所述至少一个视线的血流的彩色图像数据;

利用第二设置对所述回波信号进行多普勒处理,以创建沿着所述至少一个视线的侵入性设备的彩色图像数据;以及

通过选择性地将所述血流的彩色图像数据和所述侵入性设备的彩色图像数据相组合,来创建所述彩色多普勒图像。

2. 如权利要求 1 所述的方法,其中,创建彩色多普勒图像还包括:

基于所接收的回波的幅值形成 B 型图像;以及

通过选择性地将所述血流的彩色图像数据、所述侵入性设备的彩色图像数据和所述 B 型图像相组合,来创建所述彩色多普勒图像。

3. 如权利要求 2 所述的方法,其中,选择性地组合包括将每种类型的图像数据中的一些或者所有相组合,或者不组合任一种类型的图像数据。

4. 如权利要求 1 所述的方法,其中,对所述回波信号进行多普勒处理以创建血流的彩色图像数据包括对所述回波信号进行多普勒处理以优化脉管血流的可视化。

5. 如权利要求 4 所述的方法,其中,对所述回波信号进行多普勒处理以优化脉管血流的可视化包括处理多普勒信号以将高频信号内容和低幅值信号内容中的至少一个过滤。

6. 如权利要求 1 所述的方法,其中,对所述回波信号进行多普勒处理以创建侵入性设备的彩色图像数据包括对所述回波信号进行多普勒处理以优化侵入性设备的可视化。

7. 如权利要求 6 所述的方法,其中,对所述回波信号进行多普勒处理以优化侵入性设备的可视化包括处理多普勒信号以将低频信号内容和高幅值信号内容中的至少一个过滤。

8. 如权利要求 1 所述的方法,其中,利用不同的彩色图来创建所述血流的彩色图像数据和所述侵入性设备的彩色图像数据中的每一个。

9. 一种超声成像系统,包括:

显示器;

与所述显示器耦合的处理器;

与所述处理器耦合的用户接口;

与所述处理器耦合的换能器,所述换能器可操作地沿着图像平面或者体积中的至少一个视线发射多个超声脉冲,并接收响应于所述脉冲的回波;并且

其中,所述处理器可操作地使用第一设置来对所述回波进行多普勒处理,以创建沿着所述至少一个视线的脉管血流的彩色图像数据;

其中,所述处理器还可操作地使用第二设置来对所述回波进行多普勒处理,以创建沿着所述至少一个视线的侵入性设备的彩色图像数据;并且

其中,所述处理器还通过选择性地将所述脉管血流的彩色图像数据和所述侵入性设备的彩色图像数据相组合来可操作地创建彩色多普勒图像,

其中,所述用户接口可操作地改变所述第一或者第二设置中的至少一个。

10. 如权利要求 9 所述的超声成像系统,其中,所述处理器还可操作地:  
根据所接收的回波信号形成灰度图像;以及  
通过选择性地将所述脉管血流的彩色图像数据、所述侵入性设备的彩色图像数据和所述灰度图像相组合,来创建所述彩色多普勒图像。
11. 如权利要求 9 所述的超声成像系统,其中,选择性地组合包括将每种图像数据中的一些或者所有相组合,或者不组合任一种图像数据。
12. 如权利要求 9 所述的超声成像系统,其中,对所述回波进行多普勒处理以沿着所述至少一个视线创建脉管血流的彩色图像数据包括对所述回波进行多普勒处理以优化脉管血流的可视化。
13. 如权利要求 12 所述的超声成像系统,其中,对所述回波进行多普勒处理以优化脉管血流的可视化包括对多普勒信号进行滤波以选择高频信号内容和低幅值信号内容中的至少一个。
14. 如权利要求 9 所述的超声成像系统,其中,对所述回波进行多普勒处理以创建沿着所述至少一个视线的侵入性设备的彩色图像数据包括对所述回波进行多普勒处理以优化侵入性设备的可视化。
15. 如权利要求 14 所述的超声成像系统,其中,对所述回波进行多普勒处理以优化侵入性设备的可视化包括对多普勒信号进行滤波以选择低频信号内容和高幅值信号内容中的至少一个。
16. 如权利要求 9 所述的超声成像系统,其中,利用不同的彩色图来创建所述脉管血流的彩色图像数据和所述侵入性设备的彩色图像数据中的每一个。
17. 如权利要求 9 所述的超声成像系统,其中,利用回波信号的不同集合来创建所述脉管血流的彩色图像数据和所述侵入性设备的彩色图像数据中的每一个。

## 用于同时进行的侵入性设备可视化和脉管系统成像的双路 径彩色多普勒成像系统和方法

[0001] 本发明涉及用于在超声成像系统中创建彩色多普勒图像的系统和方法，并更具体地涉及用于利用针对成像组织或者侵入性（介入性）医疗设备（例如针）而优化的两个单独的彩色多普勒处理模式来创建彩色多普勒图像的系统和方法。

[0002] 超声成像通常用于对体内的侵入性医疗设备和装置的插入、使用或者操作来成像。例如，细针穿刺（FNA）、穿刺活检、射频消融（RFA）或者无水酒精注射（PEI）都是需要将侵入性设备插入患者内的程序。当执行例如射频消融时，医生必须能够使目标（例如，将要被消融的肝细胞癌）、针接近目标和围绕目标的任意脉管系统可视化。对脉管系统的成像是确保在针插入期间没有大脉管被刺破以及确保没有其它出血发生的关键。

[0003] 当前，医师使用灰度成像（B 型）使目标可视化，并利用彩色多普勒（彩色血流）成像使脉管系统可视化。彩色血流图像是 B 型（灰度）图像与作为彩色多普勒图像而覆盖的血流的合成。B 型图像示出了被检查区域中的组织结构以及其它静止目标和组织。彩色多普勒图像通过这样形成：随时间获取沿着图像中的每条线的多普勒数据的集合，利用沿着该线在每个点上的数据的集合来估计多普勒偏移，以及形成脉管系统的彩色图像，其中沿着该线上的每个点的颜色取决于在那一点处的采样体积的流速。以这一方式，在以 B 型图像结构示出的周围组织和血管中，通过颜色对以多普勒模式显示的血流进行功能上地描述。典型的，B 型成像也用于对侵入性设备成像。理论上，当侵入性设备接近目标时，彩色多普勒成像也可以用于对侵入性设备成像，并且至少一个评论员已经建议这样做。然而实际上，为了对脉管系统中的血流有效成像所必需的彩色多普勒设置与用于使缓慢移动的针更好地可视化的彩色多普勒设置是很不相同的。因此，现有技术的超声成像设备中的 B 型和彩色多普勒成像的组合只能够允许医师有效地使针或者脉管血流可视化。

[0004] 因此需要一种超声成像系统，其允许对脉管血流和侵入性设备的同时并有效的多普勒可视化。

[0005] 根据本发明的原理，提供一种用于在侵入过程期间对侵入性设备成像的超声系统。利用具有不同设置的多普勒模式来对血流和侵入性设备成像，一种设置对于血流最优化而另一种设置优化以使侵入性设备可视化。不同的多普勒模式例如可是对于血流的速度成像和对于侵入性设备的能量多普勒。另一实施例可使用彩色血流多普勒或者能量多普勒以对血流和侵入性设备两者成像，但使用不同的彩色图。

[0006] 图 1 是根据本发明一个示例的超声成像系统的透视图；

[0007] 图 2 是根据本发明原理构造的超声成像系统的方框图；

[0008] 图 3 是图示了经胸廓换能器探头对心脏中的侵入性设备进行超声成像的示意图；

[0009] 图 4 是描述了根据本发明实施例的双路径彩色多普勒处理方法的处理流程图表的流程图。

[0010] 图 1 图示了根据本发明一个示例的超声成像系统 10。该系统 10 包括包含了系统 10 的大部分电子电路的底盘 12。该底盘 12 可安装于推车 14 上，并且显示器 16 安装于底盘 12 上。成像探头 20 可通过电缆 22 与底盘 12 上的三个连接器 26 中的一个连接。底盘

12 包括大致由附图标记 28 指示的键盘和用户控制器,以使超声医师操作超声系统 10 并输入关于患者或者被操作的检查类型的信息。在控制面板 28 后部是触屏显示器 18,可编程软键可显示在触屏显示器 18 上以在控制系统 10 的操作中对键盘和控制器 28 进行补充。底盘 12 通常也包括例如跟踪球的定点设备,该设备可例如用于操纵显示屏上的指针。底盘 12 也可包括一个或多个可在操纵显示屏上的指针之后按下或者单击的按钮(未示出)。这些操作与和计算机一起使用的鼠标类似。

[0011] 在操作时,成像探头 20 靠放在患者的皮肤上(未示出)并固定保持以采集皮肤下的二维或者三维区域中的血液或者组织的图像。该图像在显示器 16 上呈现,并且它可由放置在两个附加搁架 30 中的一个上的记录器(未示出)记录。系统 10 也可记录或者打印包含文本和图像的报告。与图像相应的数据也可通过适当的数据链路,例如因特网或者局域网下载。

[0012] 图 2 图示了超声成像系统 10 的电子部件的一个示例。由超声探头的换能器阵列 20 发射超声信号,并且得到的回波由换能器阵列的元件接收。由阵列元件接收的回波信号由波束形成器 214 形成单独的信号或者波束。回波信号信息由正交带通滤波器(QBP)216(其产生正交的 I 和 Q 信号分量)探测为 I 和 Q 信号分量。在美国专利 no. 6, 050942 中详细描述了 QBP 滤波器,其通过引用并入本文。来自体内被诊断位置(采样体积)的多个这种信号分量随着时间以集成脉冲重复频率(PRF)被采集,并应用于快速傅里叶变换(FFT)处理器 218,该处理器 218 估计采样体积位置处的多普勒频移。根据本发明原理,这一基本多普勒数据由双路径彩色多普勒图像处理器 220 进行后处理,如以下将要更加详细描述地,该处理器 220 通过诸如壁滤波和/或信号分割之类的技术而改善了数据以创建彩色多普勒图像。概念上,双路径彩色多普勒图像处理器 220 沿着两个独立路径处理多普勒数据,该两个独立路径各自具有其自己的设置和优化。因而双路径彩色多普勒图像处理器 220 创建两组数据。如以下将要更加详细讨论地,图像处理器 220 中的一个路径的设置和优化产生适合于脉管结构中血流的最佳可视化的图像数据,同时另一路径产生最适合于侵入性设备的可视化的图像数据。然而应理解,对于产生适合于其它类型解剖结构或者设备的可视化的图像所需的每个路径而言,其它设置和优化也是可能的。

[0013] 在多普勒回波接收的间歇期,可接收 B 型回波。这些回波也可被处理成 I 和 Q 信号分量,然后在 B 型图像处理器 264 中通过对 I 值和 Q 值的平方和取平方根而被幅值探测。B 型和彩色多普勒图像数据由图形和视频处理器 230 接收,在其中它们被转换为图像数据,然后对其进行调整并覆盖至期望的显示格式,例如扇形图像或者直线形图像。也可将诸如患者文本信息之类的图形覆盖至所显示的图像上。从所组合的图像数据,图形和视频处理器 230 产生与显示器 16 的要求兼容的视频驱动信号。

[0014] 图 3 图示了经胸廓换能器探头 20 对心脏中的侵入性设备 330 的超声成像。在这一示例中,心脏 300 位于肋廓的左侧之后(在肋廓 310,312 之后以部分轮廓示出)。心脏 300 的左心室 302 被心脏内的轮廓线和交叉影线描绘。对于超声成像,左心室可以如此访问:对于成年人患者可通过从肋骨 310,312 之间来扫描心脏,对于一些小儿科患者,可通过从最低肋骨 312 之下向上扫描。探头 20 如由探头 20 扫描的视场中的轮廓线 320 所指示的从心尖 304 扫描心脏。如图 3 所图示,从肋廓 310,312 之间定向的视场 320 可以完全包围并扫描左心室 302。

[0015] 图 3 中也示出了在体内执行某一功能的侵入性设备 330。在这幅图中,侵入性设备示为导管。然而,其也可以是一些其它工具或者装置,例如针、诸如解剖装置或者吻合器或者支架递送、电生理学或者气囊导管之类的外科工具、诸如高强度超声探头或者起搏器或者去颤器导联之类的治疗设备、诸如 IVUS 或者光导管或者传感器之类的诊断或测量设备、或者在体内操纵和 / 或操作的任意其它设备。正如以上讨论的消融示例,必须谨慎地监视导管的插入和操纵并使其可视化,以防止对患者的不希望的危害或者损伤。

[0016] 尽管图 3 图示了以锥形的三维视场扫描区域 320,但是本领域技术人员将意识到也可以使用其它扫描格式,例如那些扫描矩形或者六角椎体视场或者二维图像平面的格式。也将理解,除了经胸廓探头之外的探头可用于扫描,例如经食道探头、诸如阴道探头或者直肠探头之类的腔内探头、以及诸如安装于导管上的换能器探头之类的脉管内探头。尽管电子扫描二维阵列换能器通常对于三维成像是优选,但是机械扫描阵列对于一些例如腹部过程的 3D 应用可是优选的。

[0017] 图 4 是根据本发明实施例的双路径彩色多普勒处理方法的处理流程图。在步骤 410 中,换能器阵列向患者发射超声脉冲,并接收来自被患者的血液、器官和其它组织反射的超声能量的回波信号。如步骤 420 所描述,这些回波信号通常由波束形成器处理为相干回波信号。在步骤 430 中,QBP 滤波器用于产生回波信号的正交 I 和 Q 样本。这些信号样本在步骤 440 和 450 中被轮流使用。在步骤 450 中,从 I-Q 信号创建 B 型图像数据。如步骤 440 所示,该 I 和 Q 信号样本进一步由例如 FFT 处理器处理以产生多普勒频移估计。将这些多普勒信号沿着双路径轮流引导至步骤 460 和 470,以分别创建针对血流可视化和侵入性设备可视化而优化的彩色血流图像数据。

[0018] 如以上讨论,多普勒超声通过探测返回回波信号中与应用于人体的信号频率相比较的频移而工作。可以通过利用快速傅里叶变换 (FFT) 或者等效信号处理技术来对返回回波信号进行谱分析而探测这种频移。根据对这种分析的结果创建彩色血流图像数据,因为频移与速度成比例,并且典型地,彩色图像中由那个数据形成的每个点将反映平均速度,或者诸如那一点处的采样体流量的流量方差之类的其它测量属性。

[0019] 当对脉管系统进行成像和可视化时,在步骤 460 中利用适于使血流有效可视化的设置来创建彩色血流图像数据。脉管系统的血流的有效可视化要求对从流动血液中返回的低水平回波信号进行探测和处理。具体而言,使血流可视化要求对多普勒集合的高频内容进行探测和处理,因为该高频内容与血流的速度成比例。此外,来自采样体积附近的回波可包含典型地由移动肌肉或者动脉壁引起的低频、高强度伪影。这些伪影妨碍了医师使流动情况清楚可视化的能力。

[0020] 为了减轻这种伪影的影响,开发了用于信号分割的方法。信号分割是基于一个或多个可测量标准而将信号彼此分离和区分的过程。从脉管血流的彩色多普勒图像中消除杂波的传统方式是使用壁滤波器。壁滤波器设计为将多普勒信号的低频(例如那些从脉管壁或者侵入性设备返回的信号)排除。这种滤波器包括具有适当的截止以排除低频信号的高通或者带通滤波器。因而,壁滤波器基于信号的频率来区分那些信号。

[0021] 信号分割的另一手段利用这一事实:移动组织和侵入性设备返回的回波信号具有比血细胞返回的回波更高的幅值。大多数被成像的侵入性设备将产生高幅值的回波信号。因而,为了使血流的附近或者周围有效可视化,必须消除由侵入性设备的存在而引起的高

幅值信号。另一方面,侵入性设备的有效可视化将要求选择这种信号而不是消除它们。

[0022] 根据本发明原理,分别在步骤 460 和 470 中同时进行脉管血流有效可视化和侵入性设备有效可视化,每者都要求其自己的处理特性、设置和优化。例如,步骤 460 可针对血流可视化使用高通壁滤波器,该高通壁滤波器将消除侵入性设备和移动组织两者的较低频率。相应地,步骤 470 可使用较低频率的带通壁滤波器来消除较高频率的血流信号和静止组织杂波。作为另一示例,该两个步骤可使用不同的彩色图,即侵入性设备的运动映射至与血流的运动完全不同的颜色范围。仍作为另一示例,可使用信号幅值分割来将所接收的回波信号和一阈值相比较。在步骤 460 中将针对血流可视化而处理来自血液的较低幅值信号,同时在步骤 470 中将针对侵入性设备可视化而处理较高幅值信号并将去除固定杂波。另一优化是对于步骤 460 和 470 使用不同的 FFT 处理。由于侵入性装置的低频运动与更高频的血流相比需要以较低 PRF 采样(样本被更大的时间间隔分隔),因此可针对侵入性设备 FFT 忽略样本,从而导致集合的样本与血流 FFT 所使用的相比在时间上更宽地间隔。因而,不同 FFT 处理用于步骤 460 和 470 时,对于血流可视化步骤和侵入性设备可视化步骤中的每者不同地执行 FFT 步骤 440。本领域技术人员将意识到在对步骤 460 和 470 的输入中可使用控制电路,以将 I 和 Q 或者多普勒信号引导至适合于每个信号特性的处理。这种控制电路有效提供了信号分割程度。

[0023] 在步骤 480 中,将 B 型、血流优化的图像数据和侵入性设备优化的图像数据相组合,以产生并显示最终图像。在图示的实施例中,最终图像基于用户所选择的一个或多个模式而呈现。在一个模式中,步骤 480 可显示只覆盖着彩色多普勒血流图像的 B 型组织图像。可选择地并响应于用户另一模式的选择,显示的最终图像可包含只覆盖着彩色多普勒侵入性设备图像的 B 型图像。

[0024] 基于第三种模式的选择,最终图像可是所有三种图像数据的一些组合:覆盖着彩色多普勒血流图像,并进一步覆盖着彩色多普勒侵入性设备图像的 B 型组织图像。如之前所提及,当以这一模式操作时更好地将血流与侵入性设备区分的一种可能性,可使用两种不同的彩色图从而以侵入性设备自己特有的颜色来呈现其运动。例如,一系列的红色和蓝色可用于映射血液图像,而诸如黄色之类的单独彩色图可足够显示侵入性设备。对于色彩映射、壁滤波器截止和 / 或强度阈值的可调整用户控制将使用户能够为现有的信号条件调整分割。

[0025] 本领域技术人员将意识到,除了或者替代于彩色血流(速度)模式,本发明的原理可应用于其它多普勒模式的成像,例如能量多普勒(多普勒强度)模式。

[0026] 虽然已经参考所公开的示例描述了本发明,本领域技术人员将意识到在不脱离本发明的精神和范围之内可在形式和细节上做出改变。这种修改在本领域普通技术人员的技能范围之内是熟练的。因此,除了所附权利要求书之外,本发明并非限制性的。

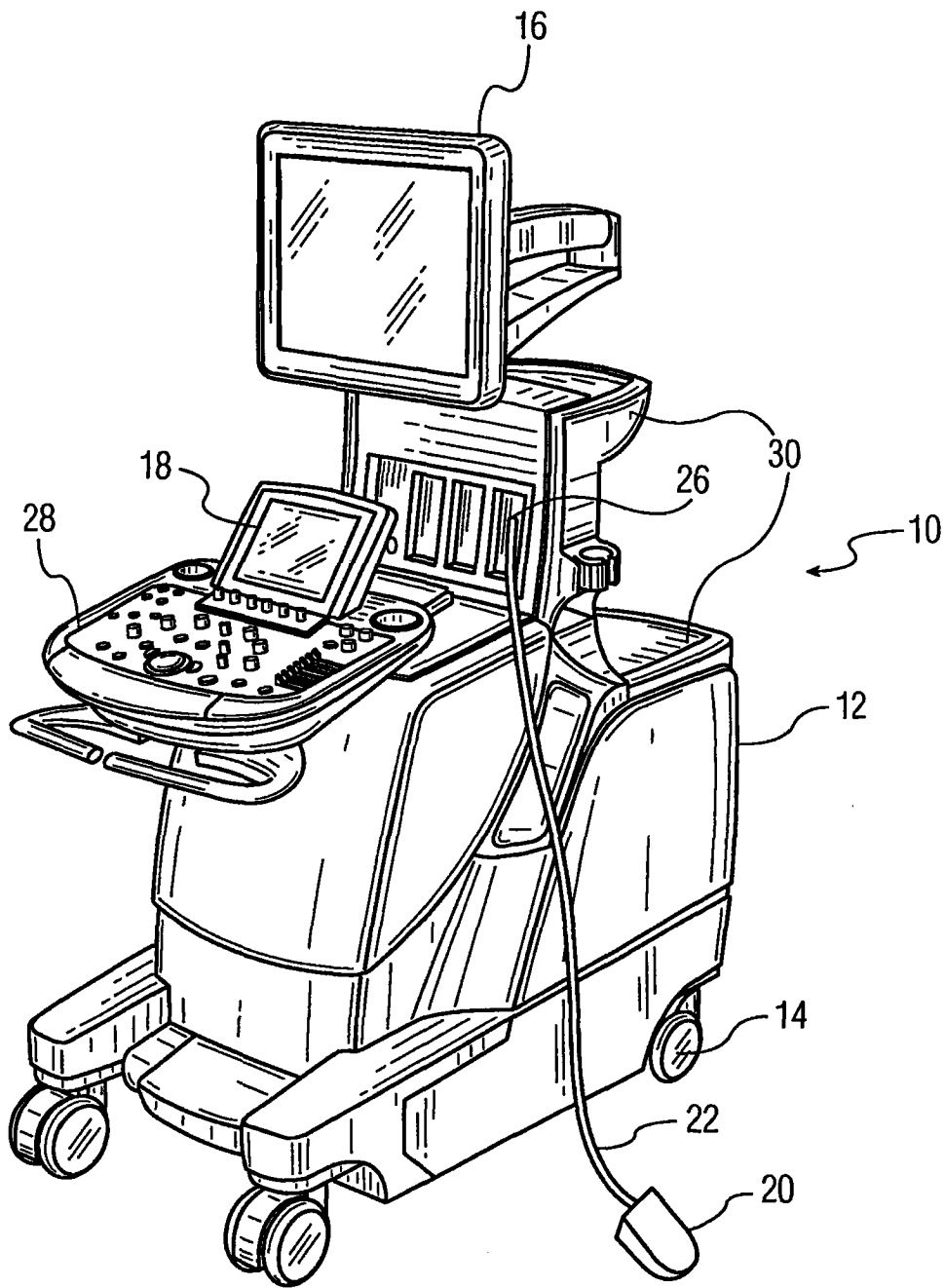


图 1

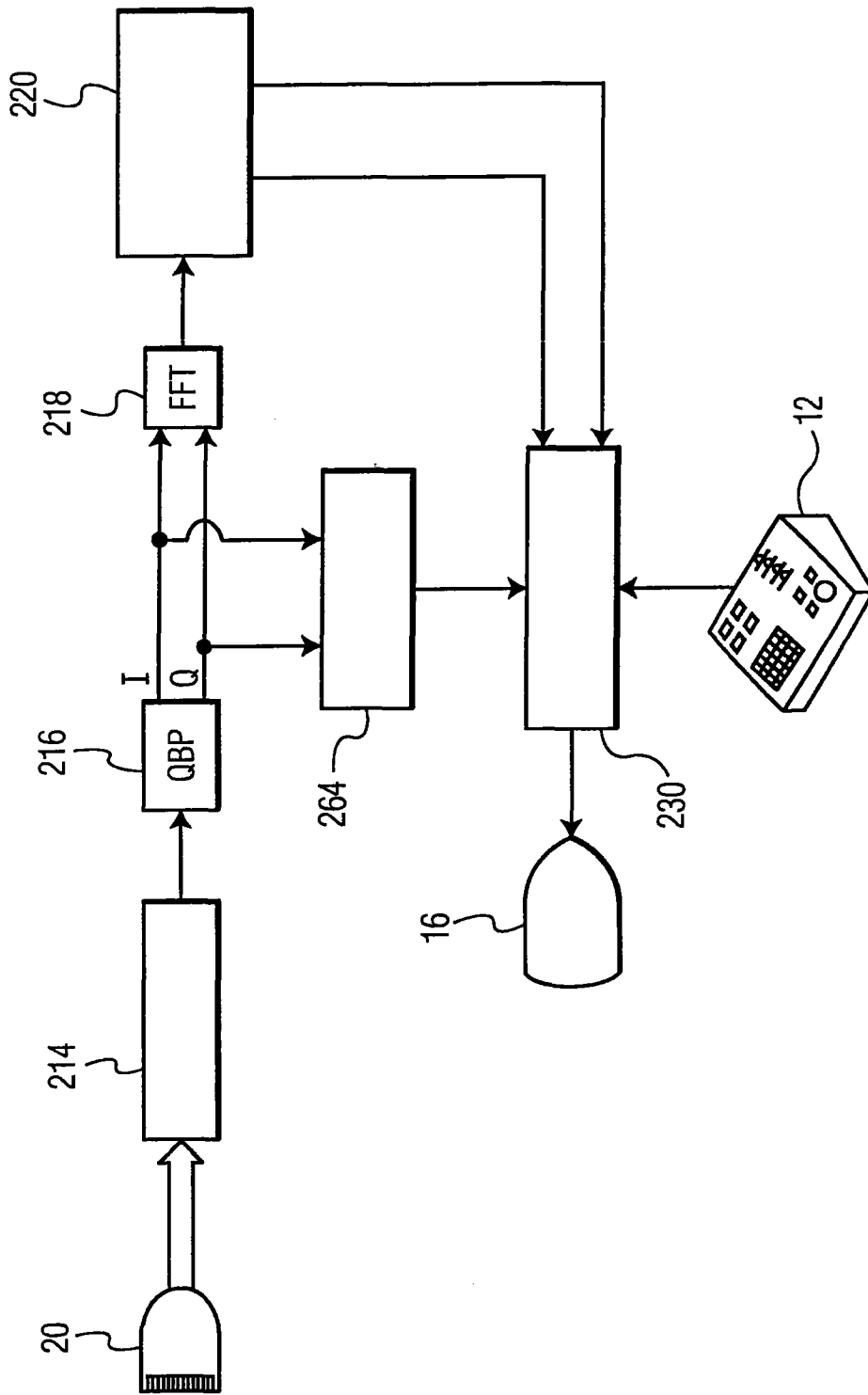


图 2

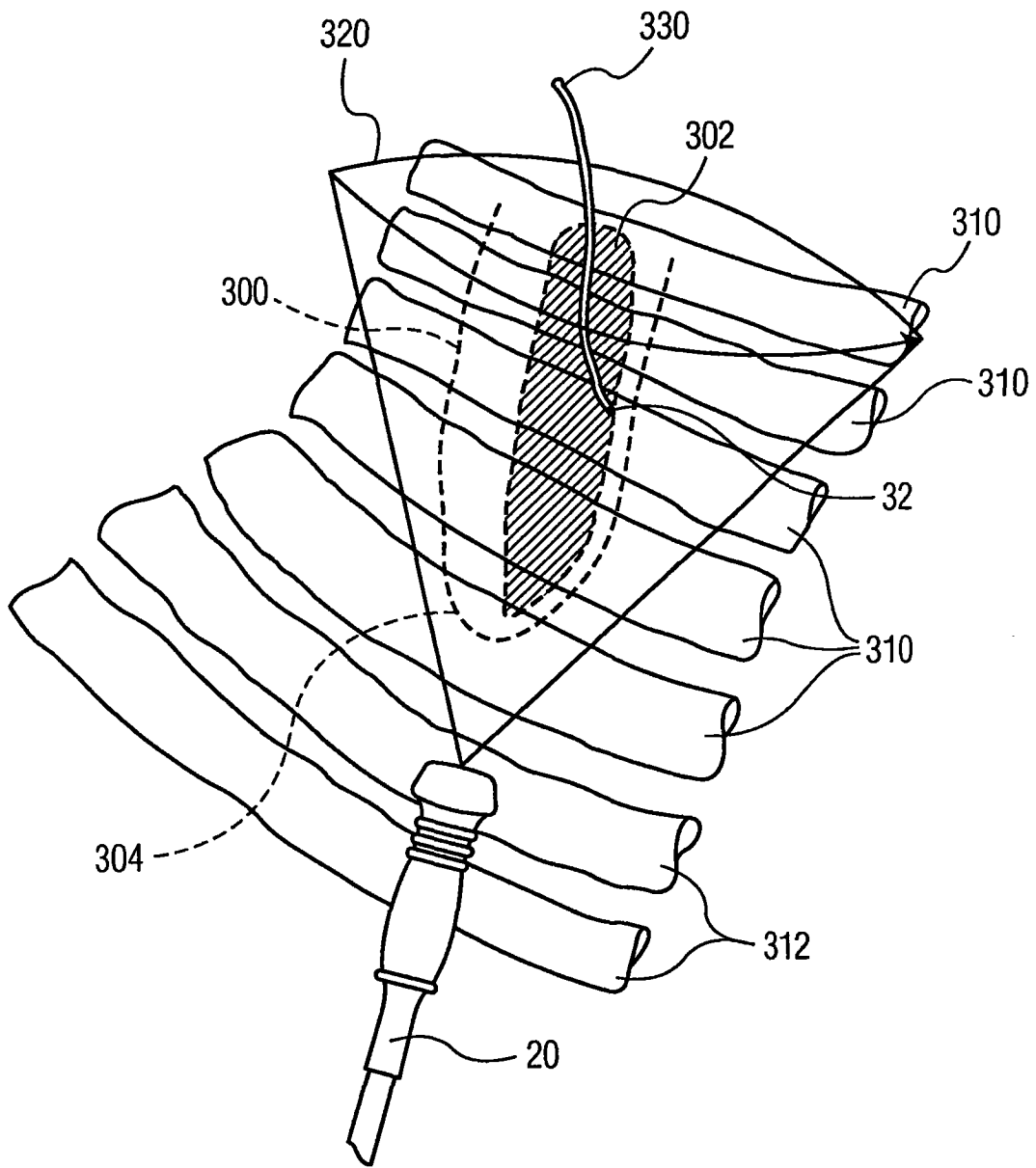


图 3

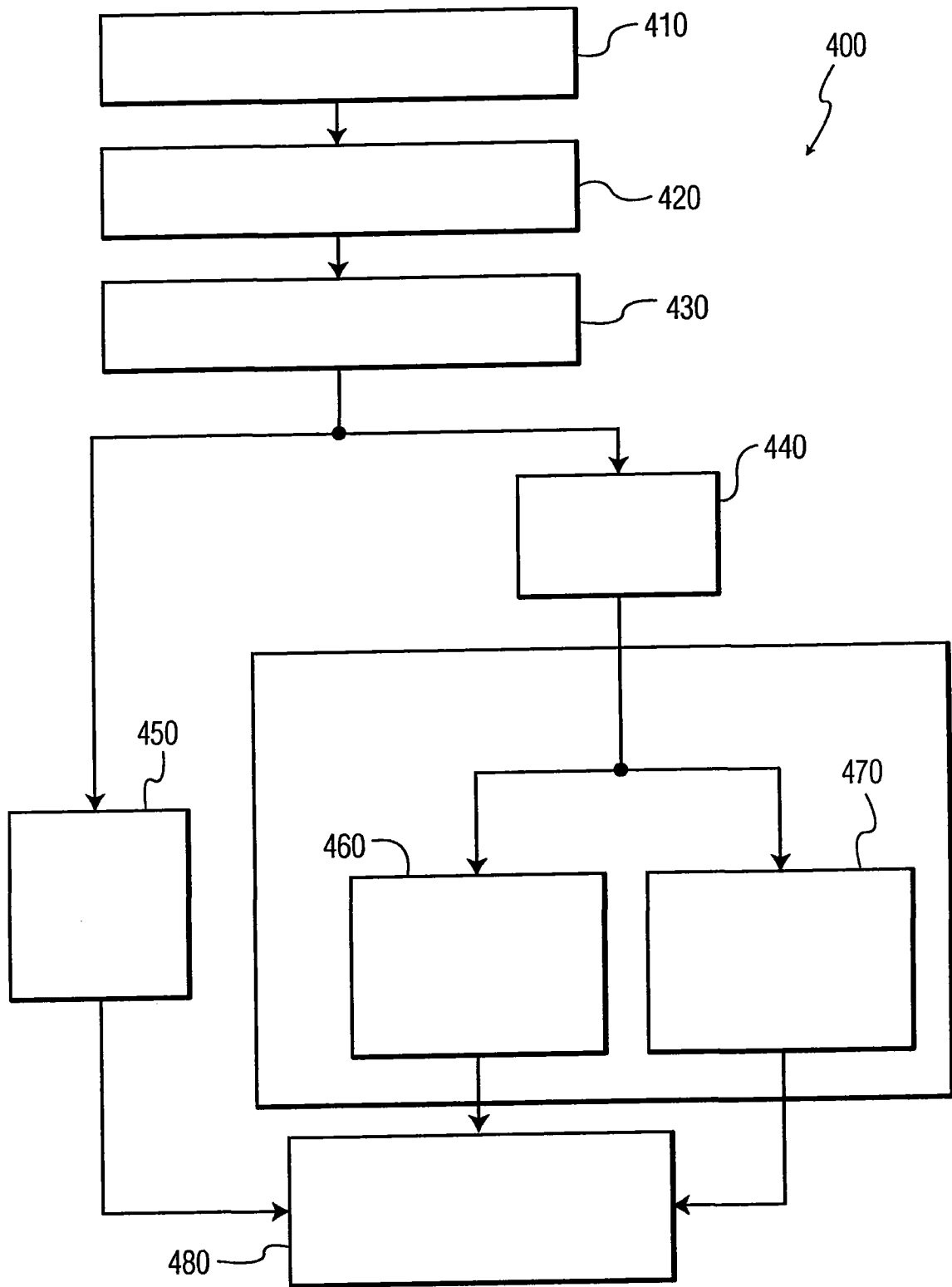


图 4

专利名称(译)	用于同时进行的侵入性设备可视化和脉管系统成像的双路径彩色多普勒成像系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN101784235A</a>	公开(公告)日	2010-07-21
申请号	CN200880104429.8	申请日	2008-08-14
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	T戈捷 A克赖顿 M布鲁斯 R恩特金 JE鲍尔斯		
发明人	T·戈捷 A·克赖顿 M·布鲁斯 R·恩特金 J·E·鲍尔斯		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/06 G01S15/89 A61B17/34		
CPC分类号	A61B8/488 G01S7/52026 G01S7/52084 A61B8/13 G01S15/8979 A61B8/06 A61B8/0833 A61B8/0841 A61B2017/3413		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	60/968372 2007-08-28 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

公开了一种用于同时创建针和脉管血流彩色多普勒成像的超声成像系统(10)。创建感兴趣解剖区域的B型图像。沿着一个多普勒图像处理路径创建针对脉管血流可视化而优化的第一组多普勒图像数据。沿着另一平行的多普勒图像处理路径创建针对针或其它侵入性设备的可视化而优化的第二组多普勒图像数据。通过基于多个用户可选择的模式将B型图像、第一多普勒图像数据和第二多普勒图像数据中的一些或者所有相组合而创建并显示彩色多普勒图像。

