



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109963513 A

(43)申请公布日 2019.07.02

(21)申请号 201780071198.4

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(22)申请日 2017.11.09

代理人 孟杰雄 王英

(30)优先权数据

62/423,424 2016.11.17 US

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.05.17

A61B 8/14(2006.01)

G01S 15/89(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/078694 2017.11.09

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/091341 EN 2018.05.24

(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 陆为

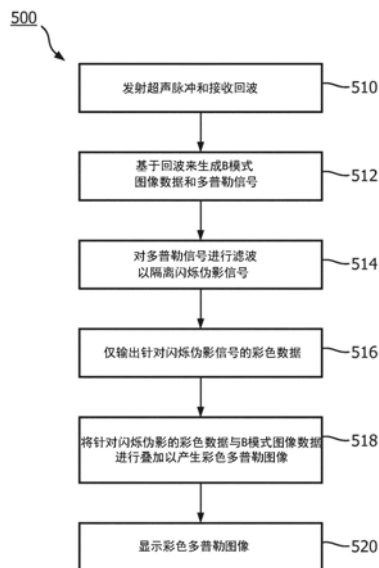
权利要求书2页 说明书9页 附图6页

(54)发明名称

用于使用闪烁伪影来检测肾结石的超声系统和方法

(57)摘要

根据本公开内容的一些示例的彩色多普勒成像方法包括:利用超声成像系统的探头朝向对象中的感兴趣区域发射超声脉冲;利用所述探头接收响应于所述脉冲的回波;基于所述超声回波来生成B模式图像数据和多普勒信号;对所述多普勒信号进行滤波,其中,所述滤波包括拒绝幅度低于阈值幅度的较低强度信号并通过幅度高于所述阈值幅度的较高强度信号;基于所述较高强度信号来生成彩色数据;将所述彩色数据与所述B模式图像数据叠加以产生彩色多普勒图像;以及在肾结石检测接口中显示所述彩色多普勒图像。



1. 一种彩色多普勒成像方法,包括:
  - 利用超声成像系统的探头朝向对象中的感兴趣区域发射超声脉冲;
  - 利用所述探头接收响应于所述脉冲的回波;
  - 基于所述超声回波来生成B模式图像数据和多普勒信号;
  - 对所述多普勒信号进行滤波,其中,所述滤波包括拒绝幅度低于阈值幅度的较低强度信号并通过幅度高于所述阈值幅度的较高强度信号;
  - 基于所述较高强度信号来生成彩色数据;
  - 将所述彩色数据与所述B模式图像数据叠加以产生彩色多普勒图像;以及
  - 在肾结石检测接口中显示所述彩色多普勒图像。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述超声脉冲包括处于发射频率的超声,所述方法还包括:
  - 响应于用户输入而激活所述超声成像系统的一个或多个彩色多普勒成像模式;以及
  - 响应于所述激活而将所述发射频率自动设置为所述探头的中心频率或所述探头的中心频率的30%以内的频率。
3. 根据权利要求2所述的方法,还包括响应于所述激活而自动识别所述探头的所述中心频率。
4. 根据权利要求3所述的方法,还包括提供用户接口以用于调节所述阈值幅度、所述发射频率、脉冲持续时间、脉冲重复频率及其组合。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中,响应于对多个彩色多普勒成像模式中的一个彩色多普勒成像模式的选择而执行对多普勒信号的所述滤波,所述方法还包括:响应于对所述多个彩色多普勒成像模式中的另一个彩色多普勒成像模式的选择而对所述多普勒信号进行滤波以拒绝高于所述阈值幅度的信号。
6. 根据权利要求1所述的方法,还包括:当以第一彩色多普勒成像模式进行成像时发射具有第一脉冲持续时间的第一超声脉冲,并且当以第二彩色多普勒成像模式进行成像时发射具有第二脉冲持续时间的第二超声脉冲,所述第二脉冲持续时间比所述第一脉冲持续时间短。
7. 根据权利要求6所述的方法,其中,所述第一超声脉冲包括每个脉冲具有6个或更多数量的循环的脉冲,并且其中,所述第二超声脉冲包括每个脉冲具有5个或更少数量的循环的脉冲。
8. 一种包括可执行指令的非瞬态计算机可读介质,所述可执行指令在被执行时使得医学成像系统的处理器执行根据权利要求1-7所述的方法中的任何方法。
9. 一种被配置为执行彩色多普勒成像的超声成像系统,所述系统包括:
  - 探头,其被配置为将超声脉冲发射到对象中的感兴趣区域并且接收响应于所述脉冲的超声回波;
  - 用户接口,其被配置为接收用于选择多个彩色多普勒成像模式中的一个彩色多普勒成像模式的用户输入;
  - 非瞬态存储器,其存储多个脉冲配置参数,所述多个脉冲配置参数包括与第一彩色多普勒成像模式相关联的脉冲配置参数的第一集合以及与第二彩色多普勒成像模式相关联的脉冲配置参数的第二集合;

发射控制器,其被配置为:响应于对所述第一彩色多普勒成像模式的选择而使得所述探头根据脉冲配置参数的所述第一集合来发射第一脉冲,并且响应于对所述第二彩色多普勒成像模式的选择而使得所述探头根据所述脉冲配置参数的第二集合来发射第二脉冲,其中,所述第一脉冲比所述第二脉冲长;

信号处理器,其被配置为基于由所述探头接收的超声回波来生成回波信号;

B模式处理器,其被配置为基于所述回波信号来生成B模式图像数据;

多普勒处理器,其被配置为基于所述回波信号来生成多普勒信号,其中,所述多普勒处理器还被配置为响应于对所述第二彩色多普勒成像模式的所述选择而滤除低于阈值幅度的所述多普勒信号,保留高于所述阈值幅度的多普勒信号,并且仅针对所保留的多普勒信号生成彩色数据;以及

显示器,其被配置为显示所述B模式图像数据与所述彩色数据的叠加物。

10. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述多普勒处理器还被配置为响应于对所述第一彩色多普勒成像模式的所述选择而滤除高于所述阈值幅度的多普勒信号。

11. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述多普勒处理器包括:幅度阈值滤波器,其被配置为滤除低于所述阈值幅度的所述多普勒信号;以及壁滤波器,其被配置为滤除低于预定频率的信号。

12. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述阈值幅度对应于比与流体或软组织相关联的回波强度高至少40dB的回波强度。

13. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述非瞬态存储器还存储可执行指令,所述可执行指令用于响应于对所述第二彩色多普勒成像模式的所述选择而自动识别被耦合到所述系统的所述探头的中心频率并且将所述第二脉冲的发射频率设置为所述探头的所述中心频率或所述探头的所述中心频率的30%以内的频率。

14. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述用户接口还被配置为接收用于调节所述发射频率的用户输入。

15. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述第二脉冲包括每个脉冲具有4个或更少个循环的脉冲。

## 用于使用闪烁伪影来检测肾结石的超声系统和方法

### 技术领域

[0001] 本申请涉及超声成像,并且具体涉及在被配置用于肾结石检测的特定模式中操作的彩色多普勒成像的使用。

### 背景技术

[0002] 肾结石疾病使大约10%的美国人遭受痛苦并严重影响患者的生活质量。通常,用于检测肾结石的优选成像模态是计算机断层摄影(CT)。虽然已经提出使用超声,特别是在彩色多普勒超声成像中使用闪烁伪影(TA),但是这种方法在成功检测肾结石方面的应用有限。闪烁伪影(TA)对肾结石呈现为动态变化的超声彩色显示。研究表明,TA的主要贡献者是在肾结石的表面上发现的微泡。虽然过去曾使用TA来辅助肾结石检测,但是使用TA进行肾结石检测的诊断准确性高度依赖于超声医师的技能、医生的经验以及某些超声系统设置或参数。TA的不稳定性使其无法在临床上用作肾结石检测的可靠工具。

[0003] 现有的超声机器通常配备有彩色多普勒成像能力。在彩色血流成像模式(有时被简称为彩色多普勒或速度模式)中,从移动的组织(例如,血流)反射的回波用于确定流动的方向和速度。与更广泛使用的速度模式相反,能量成像(血管造影)模式确定来自超声能量的反射回波的频移。在能量成像模式显示中,由移动的颗粒反射的多普勒信号强度的总和由亮度水平表示,而流动速度的大小以及在某些情况下流动方向被忽略。在速度模式中,红色和蓝色通常用于在显示器上表示流动方向。在能量成像/血管造影模式中,反射的超声回波的较高幅度以较浅的阴影显示,而与频率和流动方向无关。然而,在两种模式中,成像参数通常都被设置用于检测移动反射物(即,血流),因此对于其他目的而言并不是最佳选择。

### 发明内容

[0004] 根据一个实施例的方法可以包括:利用超声成像系统的探头朝向对象中的感兴趣区域发射超声脉冲;利用所述探头接收响应于所述脉冲的回波;基于所述超声回波来生成B模式图像数据和多普勒信号;对所述多普勒信号进行滤波,其中,所述滤波包括拒绝幅度低于阈值幅度的较低强度信号并通过幅度高于所述阈值幅度的较高强度信号;基于所述较高强度信号来生成彩色数据;将所述彩色数据与所述B模式图像数据叠加以产生彩色多普勒图像;以及在肾结石检测接口中显示所述彩色多普勒图像。

[0005] 在一些示例中,响应于对多个彩色多普勒成像模式中的一个彩色多普勒成像模式的选择而执行对多普勒信号的所述滤波,所述方法还包括:响应于对所述多个彩色多普勒成像模式中的另一个彩色多普勒成像模式的选择而对所述多普勒信号进行滤波以拒绝高于所述阈值幅度的信号。在一些示例中,所述方法还可以包括提供用户接口以用于调节所述阈值幅度、所述发射频率、脉冲持续时间、脉冲重复频率及其组合。

[0006] 在一些示例中,所述方法可以包括:当以第一彩色多普勒成像模式进行成像时发射具有第一脉冲持续时间的第一超声脉冲,并且当以第二彩色多普勒成像模式进行成像时发射具有第二脉冲持续时间的第二超声脉冲,所述第二脉冲持续时间比所述第一脉冲持续

时间短。在一些示例中,所述第一超声脉冲包括每个脉冲具有6个或更多数量的循环的脉冲,并且其中,所述第二超声脉冲包括每个脉冲具有5个或更少数量的循环的脉冲。

[0007] 在一些示例中,所述方法可以包括:响应于用户输入而激活所述超声成像系统的一个或多个彩色多普勒成像模式;以及响应于所述激活而将所述发射频率自动设置为所述探头的中心频率或所述探头的中心频率的30%以内的频率。在一些示例中,所述方法还可以包括响应于所述激活而自动识别所述探头的所述中心频率,例如从被存储在超声系统的存储器中的查找表或探头规格数据中自动识别所述探头的所述中心频率。

[0008] 本文描述的用于超声检测肾结石的方法中的任何方法都可以被实施在被存储在非瞬态计算机可读介质上的可执行指令中,所述可执行指令当由超声系统的一个或多个处理器执行时使得所述一个或多个处理器执行被实施在所述可执行指令上的所述方法。

[0009] 在一些示例中,根据本公开内容的超声系统可以包括:用户接口,其被配置为接收用于选择多个彩色多普勒成像模式中的一个彩色多普勒成像模式的用户输入;以及非瞬态存储器,其存储多个脉冲配置参数,所述多个脉冲配置参数包括与第一彩色多普勒成像模式相关联的脉冲配置参数的第一集合以及与第二彩色多普勒成像模式相关联的脉冲配置参数的第二集合。所述系统还可以包括:探头,其被配置为将超声脉冲发射到对象中的感兴趣区域并且接收响应于所述脉冲的超声回波;以及发射控制器,其被配置为:响应于对所述第一彩色多普勒成像模式的选择而使得所述探头根据脉冲配置参数的所述第一集合来发射第一脉冲,并且响应于对所述第二彩色多普勒成像模式的选择而使得所述探头根据所述脉冲配置参数的第二集合来发射第二脉冲,其中,所述第一脉冲比所述第二脉冲长。所述系统还可以包括:信号处理器,其被配置为基于由所述探头接收的超声回波来生成回波信号;B模式处理器,其被配置为基于所述回波信号来生成B模式图像数据;以及多普勒处理器,其被配置为基于所述回波信号来生成多普勒信号。所述多普勒处理器还可以被配置为响应于对所述第二彩色多普勒成像模式的所述选择而滤除低于阈值幅度的所述多普勒信号,保留高于所述阈值幅度的多普勒信号,并且仅针对所保留的多普勒信号生成彩色数据。所述系统可以包括:显示器,其被配置为显示所述B模式图像数据与所述彩色数据的叠加物。

[0010] 在一些实施例中,所述多普勒处理器还可以被配置为响应于对所述第一彩色多普勒成像模式的所述选择而滤除高于所述阈值幅度的多普勒信号。在一些实施例中,所述多普勒处理器可以包括:幅度阈值滤波器,其被配置为滤除低于所述阈值幅度的所述多普勒信号;以及壁滤波器,其被配置为滤除低于预定频率的信号。在一些实施例中,所述阈值幅度可以被选择为对应于比与流体或软组织相关联的回波强度高至少40dB的回波强度。

[0011] 在一些实施例中,所述系统的所述非瞬态存储器还可以存储可执行指令,所述可执行指令用于响应于对所述第二彩色多普勒成像模式的所述选择而自动识别被耦合到所述系统的所述探头的中心频率并且将所述第二脉冲的发射频率设置为所述探头的所述中心频率或所述探头的所述中心频率的30%以内的频率。在一些实施例中,所述用户接口还可以被配置为接收用于调节发射频率、脉冲持续时间、脉冲重复频率(PRF)及其组合的用户输入。在一些示例中,所述脉冲持续时间可以被设置为每个脉冲有4个或更少个循环。

## 附图说明

[0012] 图1是根据本公开内容的用于肾结石检测的超声成像系统的框图。

- [0013] 图2是根据本公开内容的超声系统的多普勒处理器的框图。
- [0014] 图3是根据本公开内容的用于彩色多普勒成像的过程的流程图。
- [0015] 图4A-4D是根据本公开内容获得的彩色多普勒图像。
- [0016] 图5是根据本公开内容的用于彩色多普勒成像的过程的流程图。

### 具体实施方式

[0017] 以下对某些示例性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。

[0018] 根据本发明的原理,超声系统可以包括多普勒处理器,所述多普勒处理器可以被配置为根据多普勒信号来生成彩色数据,其用于提供常规的彩色血流图像和彩色血管能量(CPA)图像并且额外地或替代地被配置为根据多普勒信号来生成彩色信息以用于检测肾结石的目的。虽然本文中参考肾结石描述了示例,但是应当理解,本公开内容的系统和方法可以同样适用于可以在对象的器官、管道或血管中发现的其他类型的结石的超声检测。

[0019] 彩色多普勒是一种超声成像模式,其已经广泛用于对移动的组织进行成像。例如,彩色血流多普勒经常用于分析血流(例如确定血流的速度和方向)。最近,超声多普勒技术已经扩展到对组织运动的检测、显示和测量,例如研究移动的心脏和脉管壁。借助于频谱多普勒以及彩色血流多普勒成像技术来执行组织运动分析。彩色血管能量成像(CPA)(有时被简称为能量多普勒)是另一种用于提供反映多普勒信号的彩色数据的彩色多普勒方法。与彩色血流多普勒不同,能量多普勒描绘多普勒信号的幅度或能量,而不是速度——经由能量多普勒方法无法获得方向和速度信息。通常,用于对血流和移动的组织进行成像的多普勒成像技术利用高于某些多普勒频移且低于某些幅度的信号,并且低于相关的多普勒频移且高于相关的幅度的信号被认为构成噪声或杂波。因此,在显示彩色数据之前,通常(例如通过壁滤波器或其他类型的滤波器)滤除低于相关的多普勒频移频率且高于相关的幅度的信号。

[0020] 相反,根据本公开内容的示例颠倒了这个典型过程,因为低于阈值幅度的信号被丢弃而高于阈值幅度的信号被保留并用于生成彩色数据,这是因为低于阈值幅度的信号可能对应于移动的组织。在血流分析中构成噪声或杂波的具有较高幅度的信号可能基于从高回声且可能静止的物体(例如,肾结石)反射的超声。肾结石的回声特性的原因在于结石表面存在微泡。因此,根据本文的示例,可以对通常负责产生闪烁伪影的多普勒信号进行隔离和增强以用于肾结石检测。

[0021] 通常,脉冲波或简单脉冲的超声用于获得彩色多普勒图像。在脉冲超声中,发射脉冲是一系列独立的循环,它们作为一个单元一起行进。因此,可以说较长的脉冲包括比相对较短的脉冲更多数量的循环。给定脉冲中的循环的数量由脉冲持续时间参数来限定,因此

较长的脉冲被称为具有较长的脉冲持续时间,而较短的脉冲被称为具有较短的脉冲持续时间。例如,对于常规的多普勒成像(彩色血流或CPA),通常使用较长的脉冲(例如大约6-12个循环)。这通常是因为要在图像场中的大量点处估计多普勒频移,因此采集针对一幅彩色血流图像的超声数据所需的时间相对较长。这是因为多普勒技术需要确定以选定的采样率(脉冲重复频率或PRF)对血流进行多次采样(整体长度)的每个点。相反,根据本公开内容,由于感兴趣信号是从非移动的物体获得的,因此能够使用较短的脉冲来生成用于产生闪烁伪影的彩色数据。因此,能够提高用于获得(例如针对肾结石检测)有用的彩色数据的总帧速率。在一些示例中,可以使用多达2个循环、3个循环或4个循环的脉冲来更有效地采集针对肾结石检测的彩色数据。在其他示例中,可以使用较长的脉冲。

[0022] 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。超声成像系统100可以被配置为执行B模式成像、多普勒成像以及这两者的组合。

[0023] 图1中的实施例中的超声成像系统100包括超声探头112,超声探头112包括用于发射超声波和接收回波信息的换能器阵列114。在一些示例中,例如对于B模式成像和多普勒成像,可以使用脉冲波超声。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。换能器阵列114例如能够包括能够在高度维度和方位维度上扫描以用于2D成像和/或3D成像的换能器元件的二维阵列(如图所示)。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可以被定位在超声探头112中。微波束形成器116通过阵列114中的换能器元件来控制信号的发射和接收。在一些实施例中,可以在系统基座中提供微波束形成器116的功能,例如将微波束形成器116的功能结合到下面进一步描述的波束形成器122的功能中。在一些实施例中,诸如飞利浦C5-1探头的弯曲阵列换能器可以用于探头112。

[0024] 在所图示的示例中,微波束形成器116通过探头线缆被耦合到发射/接收(T/R)开关118,T/R开关118在发射与接收之间进行切换并且保护主波束形成器122免受高能发射信号的影响。在一些实施例中,例如在便携式超声系统中,T/R开关118和系统中的其他元件能够被包括在超声探头112中,而不是被包括在单独的超声系统基座中。超声系统基座通常包括软件部件和硬件部件,这些软件部件和硬件部件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。

[0025] 在微波束形成器116的控制下,从换能器阵列114进行的超声脉冲的发射由被耦合到T/R开关118和波束形成器122的发射控制器120进行引导,发射控制器120可以从用户对用户接口124的操作接收输入。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(其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)以及其他已知的输入设备。用户接口124可以被配置为显示用于选择彩色多普勒成像模式的接口,并且发射控制器120可以响应性地使得探头发射不同配置的脉冲。在一个彩色多普勒成像模式中,可以使用较长的脉冲(例如,每个脉冲有6-12个或更多个循环),而在不同的多普勒成像模式中,可以使用较短的脉冲(例如,每个脉冲由5个或更少个循环,在一些示例中,每个脉冲有2-4个循环)。另外,响应于所选择的模式,发射控制器120可以使得探头以接近探头的中心频率设置的频率发射超声。可以由发射控制器120控制的另一功能是使波束方向进行转向。可以使波束从(正交于)换能器阵列114直线向前转向,或者针对更宽的视场以不同的角度进行转向。由微波束形成器116产生的部分波束形成的信号被耦合到

主波束形成器122,其中,来自换能器元件的个体拼片的部分波束形成的信号被组合成完全波束形成的信号。波束形成的信号被耦合到信号处理器126。

[0026] 信号处理器126能够以各种方式(例如,带通滤波、抽取、I和Q分量分离以及谐波信号分离)处理接收到的回波信号。信号处理器126也可以执行额外的信号增强,例如,散斑减少、信号复合以及噪声消除。经处理的信号可以被耦合到B模式处理器128以用于产生B模式图像数据。B模式处理器能够采用幅度检测以用于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和多平面重新格式化器132。扫描转换器130被配置为将回波信号布置在以期望的图像格式接收回波信号所基于的空间关系中。例如,扫描转换器130可以将回波信号布置成二维(2D)扇形格式或金字塔形格式或其他形状的三维(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。当从给定参考点观察时,体积绘制器134可以生成3D数据集的图像,例如,如美国专利US 6530885 (Entrekin等人)中所描述的。

[0027] 并行地,来自信号处理器126的信号可以被耦合到多普勒处理器160,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,该彩色数据然后被B模式(或灰度)图像数据覆盖以用于显示。在对血液或移动的组织进行成像时使用常规彩色多普勒(即,彩色血流或CPA)成像期间,例如响应于对系统的彩色血流或CPA成像子模式的选择,多普勒处理器160可以被配置为滤除不想要的信号(即,噪声或杂波),例如通过壁滤波器或其他类型的滤波器来滤除不想要的信号(即,噪声或杂波),该过程与血液或感兴趣的移动的组织无关。在这种情况下,多普勒处理器可以使得信号通过第一滤波器162-1,第一滤波器162-1被配置为去除较低频率的信号。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能量。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)估计基于一阶自相关函数的自变量,并且多普勒能量估计基于零阶自相关函数的幅值。还能够通过已知的相位域(例如,诸如MUSIC、ESPRIT等的参数频率估计器)或时域(例如,互相关)信号处理技术来估计运动。也能够使用与速度的时间或空间分布相关的其他估计器(例如,加速度或时间和/或空间速度导数的估计器)来代替速度估计器,或者除了速度估计器之外还使用上述其他估计器。

[0028] 在一些示例中,速度和能量估计可以经历进一步的阈值检测以进一步降低噪声,并且还可以经历进一步的分段和后处理,例如,填充和平滑化。然后根据颜色映射图将速度和能量估计结果映射到期望的显示颜色范围。然后将彩色数据(也称为多普勒图像数据)耦合到扫描转换器130,在扫描转换器130中,多普勒图像数据被转换成期望的图像格式并被覆盖在包含血流的组织结构的B模式图像上以形成彩色多普勒图像。

[0029] 当在本公开内容的肾结石检测模式中执行彩色多普勒成像时,多普勒信号可以经历与噪声或杂波滤波不同类型的阈值检测以保留通常被认为构成噪声的信号并拒绝通常为了彩色血流或CPA成像的目的而保留的那些信号。这样,仅对于高于阈值幅度的信号(例如,比血流或软组织的典型幅度高40dB或更多的幅度)产生或保留彩色数据。类似于彩色血流和CPA模式,来自肾结石检测模式的彩色数据然后被耦合到扫描转换器130,在扫描转换器130中,上述彩色数据被覆盖在周围组织结构的B模式图像上以形成修改的彩色多普勒图像,如图4A-4D所示。

[0030] 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,图像)可以被耦合到图像处理器136,以用于在被显示在图像显示器138上之前进行进一步增强、缓冲和临时存储。图形处理器140可以生成图形叠加物以与图像一起显示。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。在一些实施例中,图形处理器、图像处理器、体积绘制器和多平面重新格式化器中的至少一个的一个或多个功能可以被组合到集成的图像处理电路(其操作可以在多个并行操作的处理器之间划分)中,而不是由分立的处理单元来执行参考这些部件中的每个部件所描述的特定功能。此外,虽然参考B模式处理器和多普勒处理器讨论了对回波信号的处理,例如是为了生成B模式图像或多普勒图像的目的,但是应当理解,这些处理器的功能可以是集成到单个处理器中。

[0031] 如图1进一步所示,超声系统可以包括存储器存储设备164。存储器存储设备164可以是任何合适类型的非易失性存储器。存储器164可以存储各种配置参数,例如,用于为相应的系统模式中的任一种模式设置超声波的脉冲持续时间的脉冲配置数据166。存储器164还可以存储可执行指令168,可执行指令168例如用于提供与系统的不同彩色多普勒成像子模式(例如,彩色血流、CPA、肾结石检测模式)相关联的各种用户接口显示并且/或者用于响应于对给定模式的选择而自动设置相关的配置参数。在一些示例中,可执行指令168可以包括用于识别探头的中心频率并且将扫描期的发射频率自动设置为等于或接近中心频率的值的指令。

[0032] 现在还参考图2,将描述根据本文的示例的多普勒处理器的另外的方面。图2示出了可以由根据本公开内容的多普勒处理器执行的示例多普勒信号路径和处理。信号(例如,接收到的回波的I、Q分量)经由多普勒信号路径被耦合到多普勒处理器200。多普勒处理器200可以包括解调器210,解调器210从超声信号中提取多普勒频移信息,如常规已知的那样。然后,取决于正在执行多普勒成像的模式,解调信号可以通过第一滤波器220或第二滤波器222。在第一多普勒成像模式(例如,常规的彩色血流或CPA模式)中,信号可以通过第一滤波器220,第一滤波器220可以是配置为去除来自静止和缓慢移动的组织信号的杂波滤波器。杂波滤波器可以是例如配置为去除低于阈值频率的信号的低通滤波器。因此保留的信号对应于从血流或移动的组织接收的回波,然后这些回波被用于生成常规的彩色血流图像或CPA图像。

[0033] 在第二多普勒成像模式(例如,肾结石检测模式)中,信号可以通过第二滤波器222,第二滤波器222可以是配置为去除低强度信号的强度滤波器。例如,强度滤波器可以被配置为通过高于给定阈值幅度的信号并且拒绝低于该阈值幅度的信号。阈值幅度可以被设置为至少为35dB的值,并且在一些示例中,比血液或软组织的典型信号幅度大至少40dB,因此仅隔离与多普勒成像的闪烁伪影相关联的那些信号。然后,滤波信号可以由多普勒估计器224处理,多普勒估计器224可以(例如使用自相关或不同的技术)提取速度值和能量值以用于生成多普勒图像中的每条颜色线的彩色数据。在一些情况下,例如当执行彩色血流成像时,信号可以由任意的血液/组织鉴别器226进一步处理以用于隔离和显示仅被确定为对应于血流的彩色数据。然后,由多普勒处理器200输出的彩色数据被发射到扫描转换器,在扫描转换器中,这些彩色数据与B模式图像数据进行组合以用于生成彩色多普勒图像。

[0034] 图3示出了彩色多普勒成像的过程300的流程图,该彩色多普勒成像可以用于超声检测组织中肾结石或其他类型的结石的存在。如框310所示,该过程可以开始于选择彩色多普勒模式,彩色多普勒模式可以响应于用户输入而产生。超声成像系统可以被配置用于以多个彩色多普勒模式中的任一个彩色多普勒模式(包括第一模式(例如,常规的彩色血流或CPA成像模式)和第二模式(例如,经修改的彩色血流或CPA模式,也被称为肾结石检测模式))来超声扫描和显示图像。系统可以在每个模式期间应用预先存储或自动选择的配置参数或设置的不同集合。例如,如前所述,系统可以在存储器中存储多个脉冲配置参数,所述多个脉冲配置参数可以包括用于不同模式中的每个模式的不同脉冲持续时间设置。当系统以第一模式操作时,可以应用第一脉冲持续时间设置,并且当系统以第二模式操作时,可以应用不同的脉冲持续时间设置。在第一模式中,系统可以应用较长的脉冲设置(以例如使得在扫描时发射具有至少6个或更多个循环的脉冲)。在第二模式中,系统可以应用较短的脉冲设置(以例如使得在扫描时发射具有最多4个循环的脉冲)。因此,如框312所示,响应于对模式的选择,系统可以自动应用某些参数或设置。例如,在激活肾结石检测模式之后,系统可以将发射频率自动设置为探头的中心频率或接近该中心频率的频率(例如,在探头的中心频率的30%以内的频率)。在一些示例中,肾结石检测模式可以包括用户接口,该用户接口向用户提供进一步调节发射频率的能力,但是在一些系统中,发射频率可以如上所述被自动设置并且不能被进一步调节。

[0035] 在一些示例中,如框314所示,超声系统可以响应于对第二模式的选择而自动识别被耦合到系统的探头的中心频率。通常,当探头被连接到超声系统时,系统要么检测探头的类型,要么请求识别探头类型的用户输入。中心频率可以由系统通过参考被存储在存储器中的针对被配置为利用该特定的超声系统进行操作的探头类型的查找表或规格来识别。如框314进一步所示,超声系统可以将发射频率自动设置为探头的中心频率。在一些示例中,系统应用的预设值能由用户进一步配置。例如,系统可以提供用于接收用户输入以进一步配置预设参数(例如,发射频率)中的一个或多个预设参数的用户接口。然后,该过程可以继续进行为如框318所示的采集回波数据并且如框320所示的至少由多普勒处理器处理回波数据。然后,将由多普勒处理器输出的彩色数据耦合到扫描转换器和图像处理器以用于生成用于显示的超声图像。

[0036] 图4A-4D示出了根据本文的一些示例的超声图像。图4A示出了肾组织体模422的B模式图像420。在图4A中能够看到,图像中的若干点(例如,424a、424b、424c、424d和424e)具有比周围组织相对更高的强度,这表明存在肾结石。然而,仅根据B模式图像难以确定较高强度的点是否实际对应于肾结石的位置。在图4B(其示出了相同组织体模的经修改的CPA图像430)中,B模式图像数据已经被彩色数据覆盖。与常规的CPA图像不同,与移动的组织(例如,血流)相关联的彩色数据并没有显示在图像430中。相反,在图像430中仅显示与闪烁伪影相关联的彩色数据。使用由飞利浦制造的EPIQ超声系统和C5-1弯曲阵列换能器探头来采集图像430。另外,将发射频率设置为2.5MHz,并且将脉冲重复频率(PRF)设置为9000Hz。虽然为了识别肾结石的目的,经修改的CPA图像430仅仅是对B模式灰度数据的改进,但是经修改的CPA图像430仍然可能导致某种假阳性识别。例如,图像430现在已经从左侧图像420中的较大数量的亮斑中隔离出较少的可能位置(例如,434a、434b和434c),这些亮斑中的每个亮斑可以被进一步研究以确认诊断。

[0037] 现在还参考图4C和图4D(图4C和图4D示出了相同组织体模的额外的经修改的CPA图像440和450),通过增强根据本公开内容的闪烁伪影,进一步减少了肾结石的可能位置的数量。在这两个示例中,使用由飞利浦制造的EPIQ超声系统和C5-1弯曲阵列换能器探头再次采集图像,该图像与图像430相比具有提高的PRF。将针对图像440和450的PRF设置为1200Hz,并且分别利用3.5MHz和2.0MHz超声波来扫描组织。虽然彩色多普勒图像中的闪烁伪影被认为与发射频率无关,但是根据本文的示例,发射频率优选被设置为探头的中心频率或接近探头的中心频率的频率,该频率通常低于可以用于常规多普勒成像的频率,以便增加波束通过被成像区域的能力。在图像440和450中,在单个位置处存在闪烁伪影指示仅有单个肾结石。在右侧图像450中的闪烁伪影明显比在左侧图像440中的闪烁伪影的可见性更强(例如包括更多数量的颜色像素),这可能是由于经由超声脉冲施加到结石的能量增加(例如由于将发射频率设置为更接近探头的中心频率而引起),这反过来可以增加闪烁伪影的面积和/或强度。

[0038] 图5示出了根据所描述的另外示例的过程500。一旦选择了模式并且设置了参数,用户就可以通过扫描对象来采集图像数据,如过程500所示。在扫描期间,将脉冲波超声发射到感兴趣区域,并且由探头接收超声回波。将回波耦合到信号处理电路且然后耦合到B模式和多普勒处理器(如框514所示)以用于生成图像数据。回波用于产生B模式图像数据(即,灰度数据)和多普勒图像数据(即,彩色数据)。当以相关模式操作时,在彩色多普勒信号路径中,发生额外的处理以隔离闪烁伪影,闪烁伪影可以指示肾结石的存在。

[0039] 如果系统以彩色多普勒成像模式的肾结石检测子模式操作,则信号通过滤波器的一个集合,而如果系统针对彩色多普勒成像以常规模式操作,则信号通过滤波器的不同集合。具体地,当前者为真时,信号通过多普勒处理器的强度滤波器以隔离与闪烁伪影相关联的多普勒信号。如果后者(例如,常规模式)适用,则以保留较低幅度信号同时拒绝较高幅度信号的方式对信号进行滤波。该步骤中的多普勒处理可以根据本文的示例中的任一个示例(例如参考图3描述的示例)而发生。

[0040] 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++”、“FORTRAN”、“Pascal”、“VHDL”等)来实施上述系统和/或方法。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/或方法的功能,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。

[0041] 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。

[0042] 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。

[0043] 当然,应当理解,本文描述的示例、实施例或过程中的任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。

[0044] 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发明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。

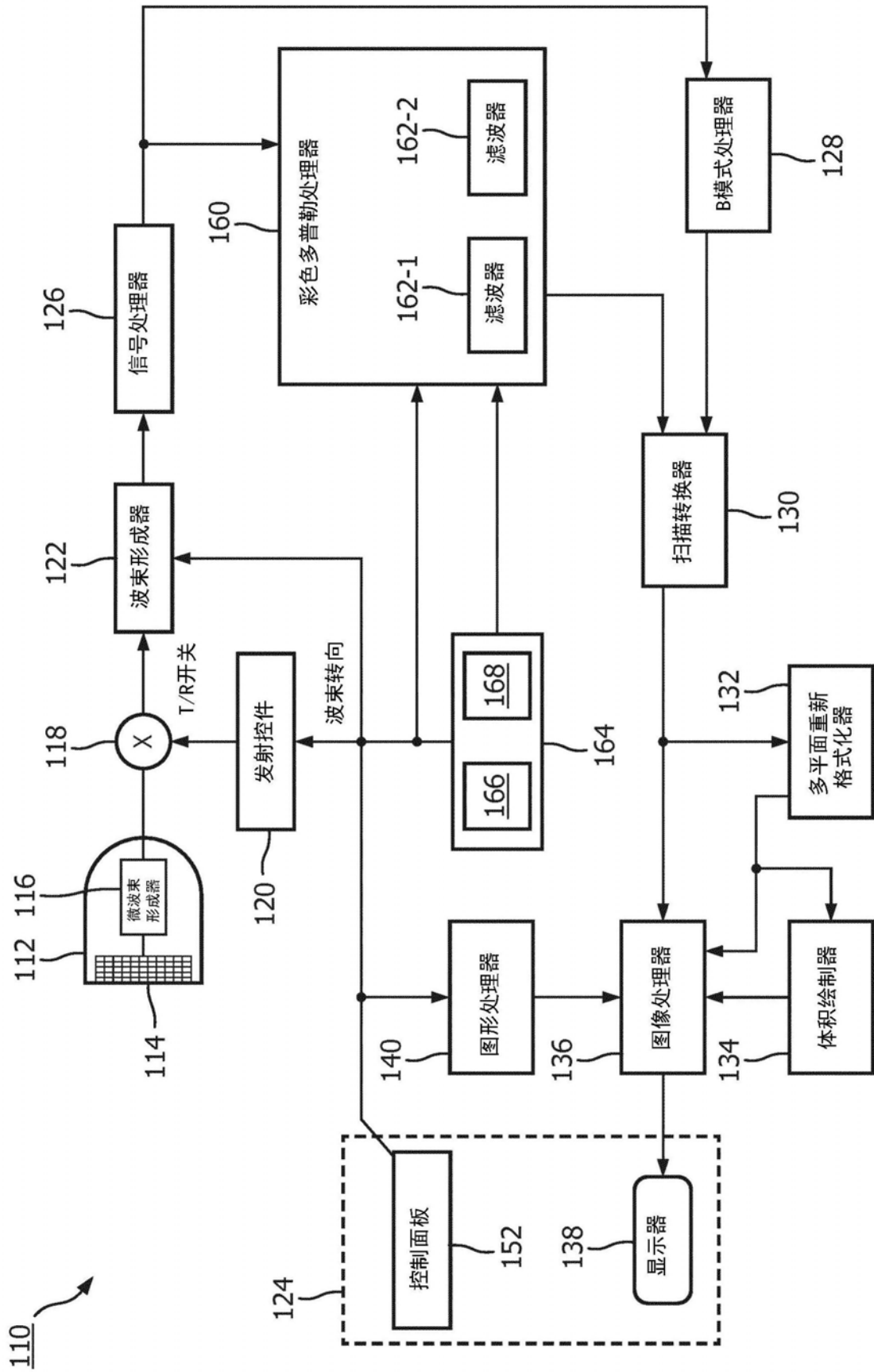


图1

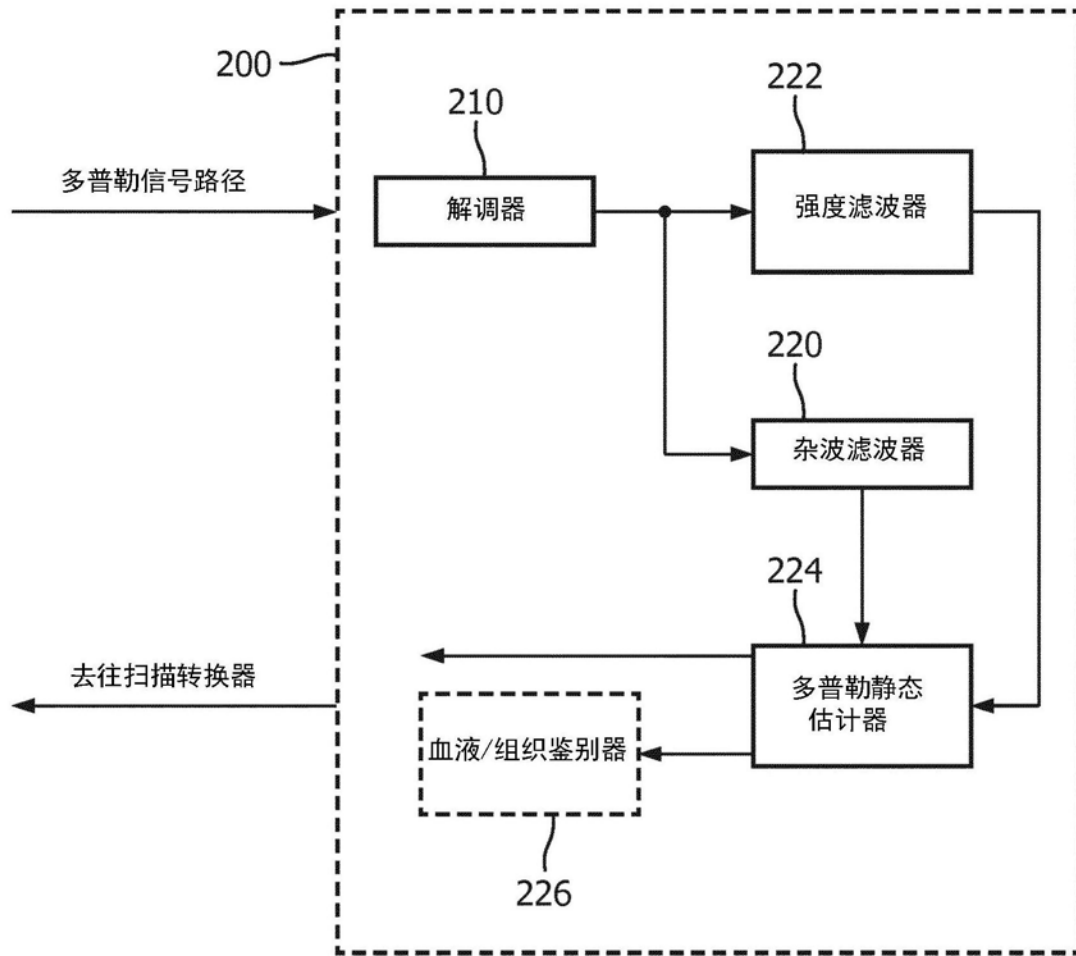


图2

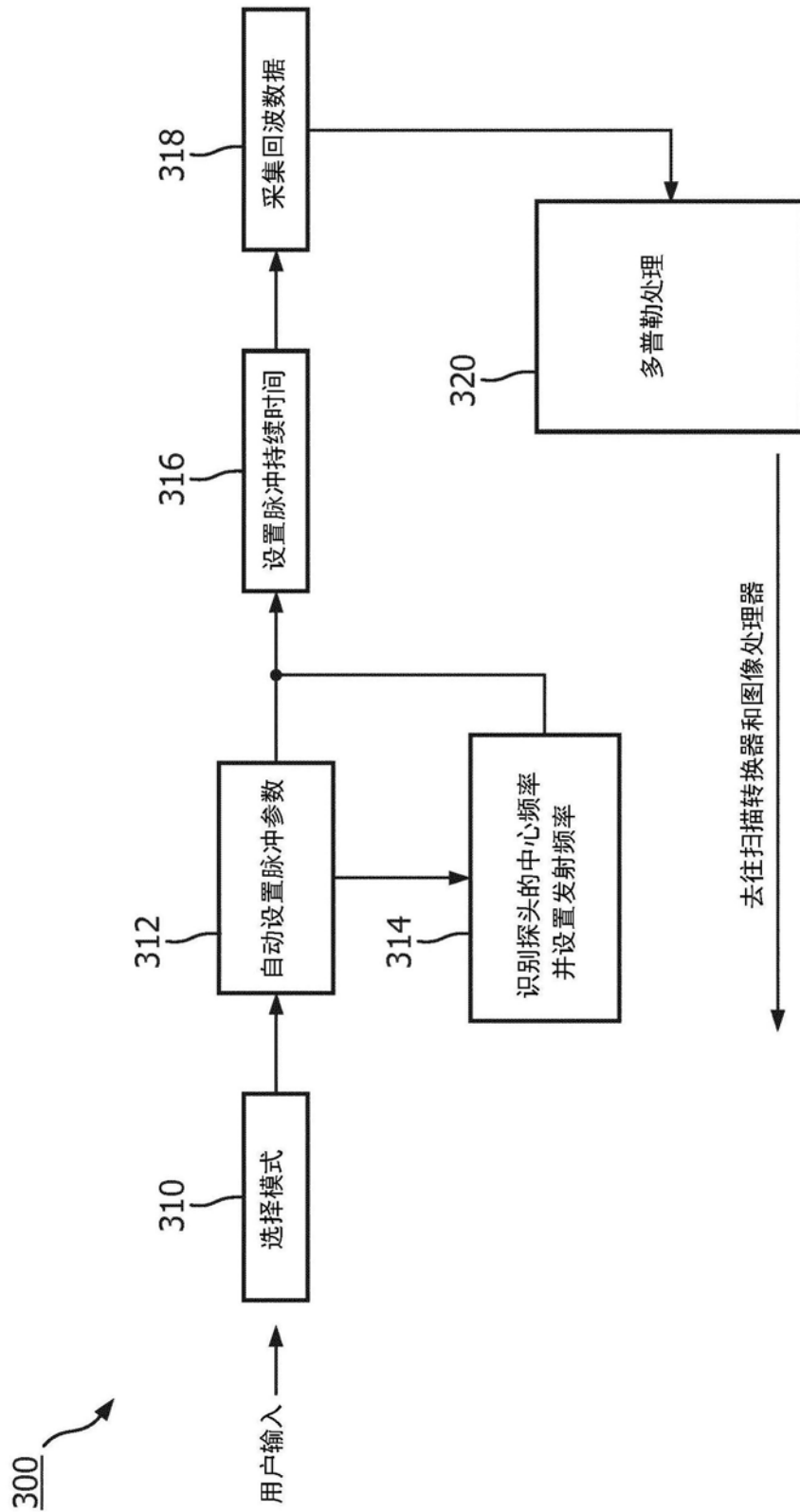


图3

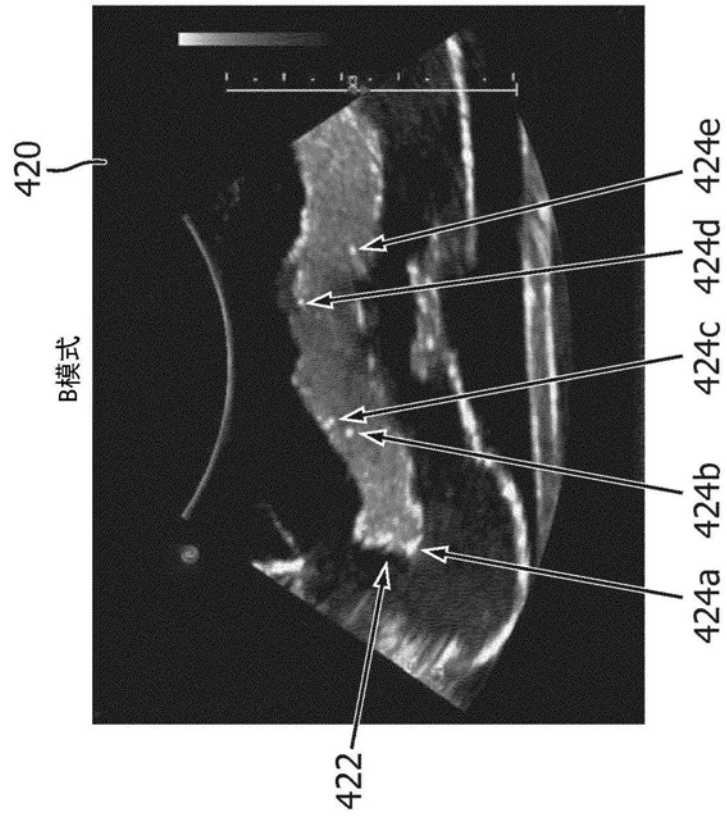


图4A

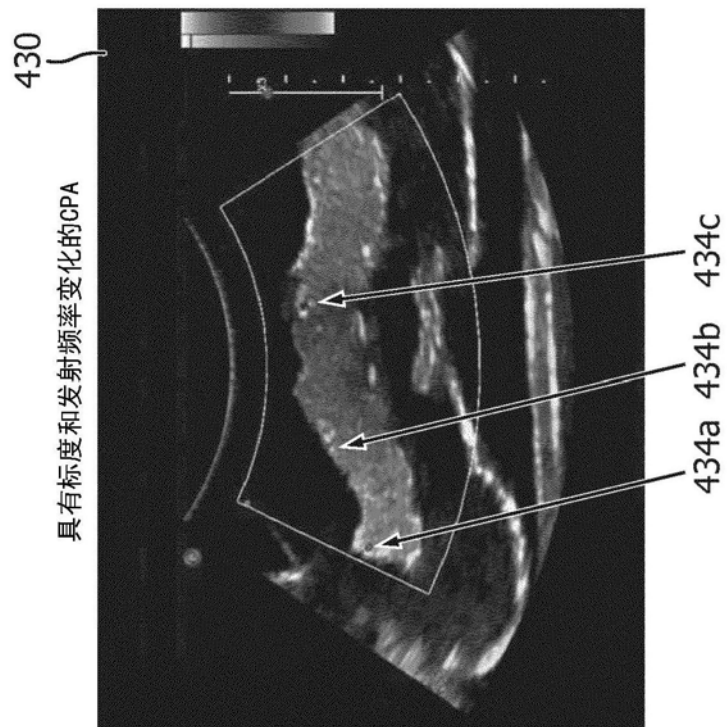


图4B

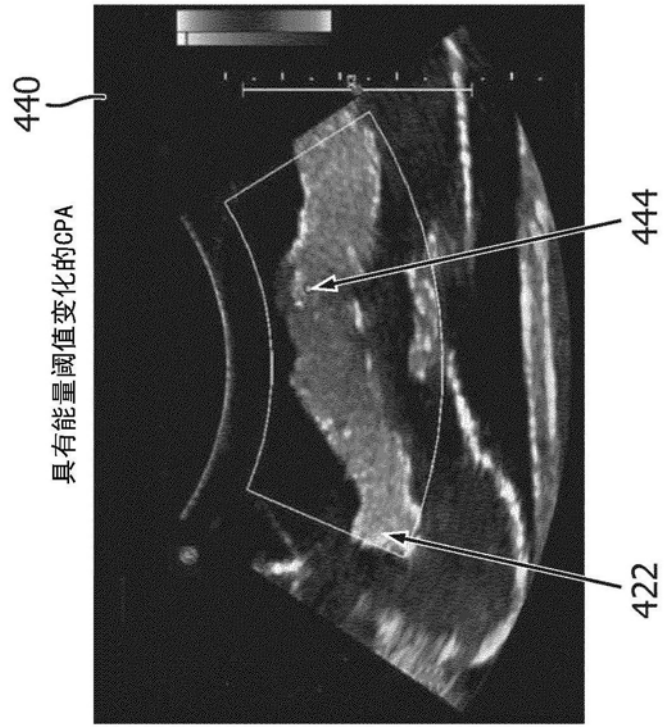


图4C

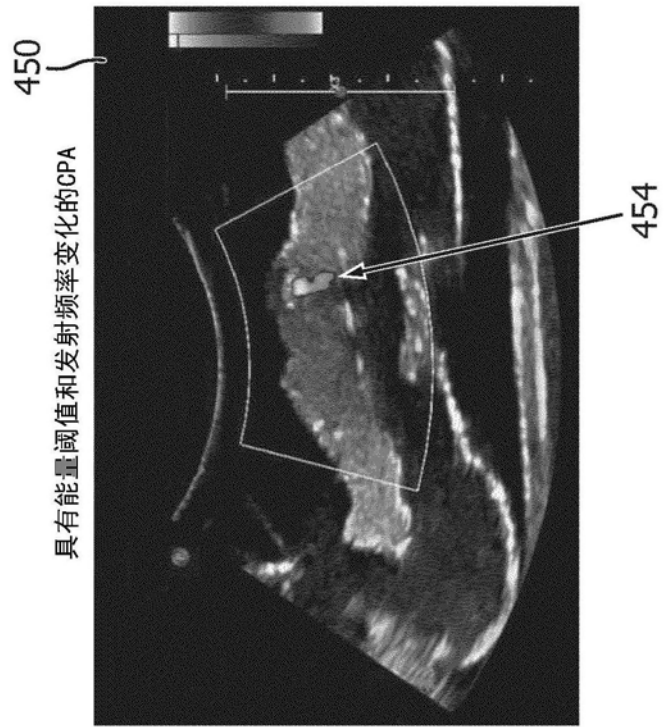


图4D

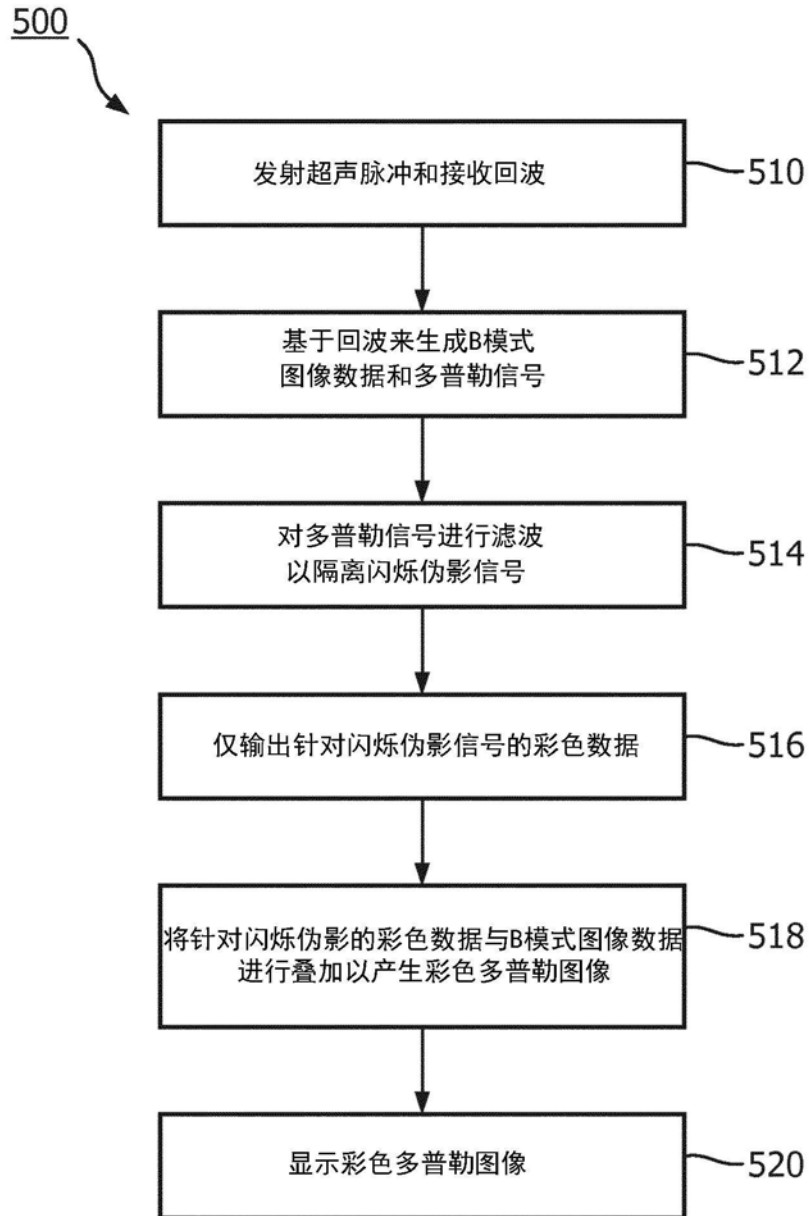


图5

专利名称(译)	用于使用闪烁伪影来检测肾结石的超声系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN109963513A</a>	公开(公告)日	2019-07-02
申请号	CN201780071198.4	申请日	2017-11-09
[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)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	陆为		
发明人	陆为		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/14 A61B8/4438 A61B8/467 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5246 A61B8/54 G01S7/52036 G01S15/895 G01S15/8979 A61B8/145 A61B8/463 A61B8/5269		
代理人(译)	王英		
优先权	62/423424 2016-11-17 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

根据本公开内容的一些示例的彩色多普勒成像方法包括：利用超声成像系统的探头朝向对象中的感兴趣区域发射超声脉冲；利用所述探头接收响应于所述脉冲的回波；基于所述超声回波来生成B模式图像数据和多普勒信号；对所述多普勒信号进行滤波，其中，所述滤波包括拒绝幅度低于阈值幅度的较低强度信号并通过幅度高于所述阈值幅度的较高强度信号；基于所述较高强度信号来生成彩色数据；将所述彩色数据与所述B模式图像数据叠加以产生彩色多普勒图像；以及在肾结石检测接口中显示所述彩色多普勒图像。

