



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109982643 A

(43)申请公布日 2019.07.05

(21)申请号 201780070290.9

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(22)申请日 2017.11.14

代理人 王英 刘炳胜

(30)优先权数据

16306484.3 2016.11.14 EP

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/08(2006.01)

2019.05.14

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/079220 2017.11.14

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2018/087400 EN 2018.05.17

(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 F·G·G·M·维尼翁 黄圣文

O·绍姆蓬 S·W·迪亚尼斯

L·梅尔基

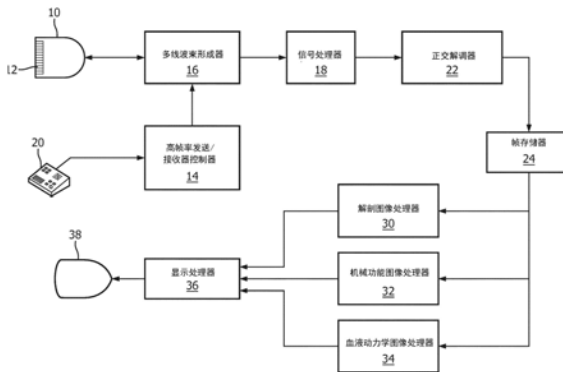
权利要求书2页 说明书8页 附图10页

(54)发明名称

用于解剖结构、功能和血液动力学成像的三模式超声成像

(57)摘要

一种超声成像系统使用单一采集模式来以高采集帧率采集回波数据帧。三个图像处理器使用回波数据从相同的回波数据产生解剖图像、机械功能图像和血液动力学图像。显示器同时显示解剖图像、机械功能图像和血液动力学图像。



1. 一种用于以高采集帧率产生多个不同模式的图像的超声成像系统,包括:  
帧存储器,其被配置为存储以高采集帧率采集的回波信号的帧,其中,所述帧包括对应于图像视场的回波信号;  
解剖图像处理器,其被耦合到所述帧存储器,并且被配置为根据对应于所述图像视场的回波信号的所述帧来产生解剖图像;  
机械功能图像处理器,其被耦合到所述帧存储器,并且被配置为根据对应于所述图像视场的回波信号的所述帧来产生机械功能图像;  
血液动力学图像处理器,其被耦合到所述帧存储器,并且被配置为根据对应于所述图像视场的回波信号的所述帧来产生血流图像;以及  
显示器,其被耦合到所述三个图像处理器,并且被配置为同时显示来自所述三个图像处理器的图像。
2. 根据权利要求1所述的超声成像系统,还包括超声探头,所述超声探头具有阵列换能器和耦合到所述阵列换能器的波束形成器并且被配置为以所述高采集帧率采集回波信号的帧。
3. 根据权利要求2所述的超声成像系统,其中,波束形成器还被配置为以至少800Hz的高采集帧率采集回波信号的帧。
4. 根据权利要求2所述的超声成像系统,其中,所述波束形成器还被配置为利用至少一个发散的发射波束、平面波或未聚焦波束来扫描图像场。
5. 根据权利要求4所述的超声成像系统,其中,所述波束形成器包括多线波束形成器,所述多线波束形成器还被配置为响应于发散的发射波束而产生至少32条接收的多线。
6. 根据权利要求2所述的超声成像系统,其中,所述解剖图像处理器、所述机械功能图像处理器和所述血液动力学图像处理器还被配置为使用共同的回波信号组来产生图像。
7. 根据权利要求6所述的超声成像系统,其中,所述波束形成器还被配置为使用共同的发射脉冲序列并接收从所述共同的发射脉冲序列生成的回波信号以供所有三个图像处理器使用。
8. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述解剖图像处理器还包括B模式处理器,所述B模式处理器被配置为产生解剖结构的B模式图像。
9. 根据权利要求2所述的超声成像系统,还包括正交解调器,所述正交解调器具有被耦合到所述波束形成器的输入部和耦合到所述帧存储器的输出部。
10. 根据权利要求9所述的超声成像系统,其中,所述机械功能图像处理器还包括运动处理器、应变率图像处理链或应变图像处理链,所述运动处理器被配置为产生组织多普勒图像。
11. 根据权利要求9所述的超声成像系统,其中,所述应变率图像处理链和所述应变图像处理链还包括空间导数估计器。
12. 根据权利要求11所述的超声成像系统,其中,所述空间导数估计器还被耦合以接收组织速度的信号。
13. 根据权利要求9所述的超声成像系统,其中,所述血液动力学图像处理器还包括以下中的一个或多个:彩流处理链,功率多普勒处理链,频谱多普勒处理器,B流处理链或矢量流处理链。

14. 根据权利要求13所述的超声成像系统,其中,所述血液动力学图像处理器被配置为通过根据频率阈值进行滤波来分割组织运动和流动。

15. 根据权利要求13所述的超声成像系统,其中,所述B流处理链还包括杂散滤波器,所述杂散滤波器被配置为使血流的B模式信号通过。

## 用于解剖结构、功能和血液动力学成像的三模式超声成像

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医学诊断超声,并且具体而言涉及解剖结构、机械功能和血液动力学的三模式超声成像。

### 背景技术

[0002] 超声成像使得能够评估身体组织和器官的结构和功能特征。B模式成像提供解剖信息和体积量化。组织运动和变形(组织速度,位移,应变,应变率)提供关于心肌功能的信息,因为其与缺血和传导障碍有关。血流成像模式(频谱多普勒,彩色多普勒,能量多普勒,B流和矢量流)提供有关血液动力学的信息。

[0003] 目前,B模式测量在针对高图像质量利用高波束密度采集的图像上进行。组织运动和变形成像以及血流估计在与B模式采集交织的特殊多普勒模式中执行,以便具有便于估计运动的快速发射脉冲重复率。这些不同的模式使用对每种模式唯一的特定发射脉冲序列。这些序列的交错可以是逐行的或逐帧的。对不同模式交错传输的需要降低了同时执行B模式、血流和组织运动测量的能力。如果医师想要评估心脏解剖结构、心脏应变和血液动力学,他或她必须顺序使用三种独立的模式,即,在操作上交错。执行这些模式的工作流程是复杂的。另外,由于探头和患者运动可能在不同的模式采集期间发生,导致信息与不同的心脏相位甚至不同的心动周期相关,因此可能不会在空间和时间上记录所得到的信息。因此,期望同时以三种不同的超声模式成像。

[0004] US 6589177涉及一种超声成像系统和方法,其同时形成来自同一组发射波束的B模式体积和B流体积。当形成3D体积时,图像数据通常被降低到比原始图像数据更低的采样密度(在给定当前处理能力的情况下,在任何维度中通常最多256个样本)。因此,在某种程度上可以容忍由于效率折衷而导致的图像质量或流动质量的限制。

[0005] W02000/075689公开了多模式超声图像,其通过并行处理来自单个发射脉冲的超声回波而形成以显示组织和运动两者。在优选的实施例中,采用短发射爆发来产生用于组织运动成像的回波系列。系列中的至少一个回波序列也被B模式处理以显示组织结构。优选地,B模式和运动处理两者是并行执行的。当在来自相同发射脉冲的两种模式下成像时,基本上恒定的脉冲重复频率减少了伪影发展。

[0006] W02007/056104公开了一种用于采集超声信号的系统,包括:信号处理单元,其适于从具有多个元件的超声换能器采集接收的超声信号。该系统适于接收具有至少20兆赫兹(MHz)频率的超声信号,其中换能器具有至少5.0毫米(mm)的视场,帧率为至少20帧/秒(fps)。信号处理可以进一步从所采集的超声信号产生超声图像。换能器可以是线性阵列换能器、相控阵换能器、二维(2-D)阵列换能器或弯曲阵列换能器。

[0007] W02014/021042公开了一种超声诊断设备,根据一个实施例,其被提供有超声探头(1)和控制单元(18)。超声探头(1)发射和接收超声。控制单元(18)使超声探头(1)实施第一超声扫描以采集与第一扫描范围内的移动主体的移动有关的信息,并且使超声探头(1)实施第二超声扫描以采集与第二扫描区域中的组织形式有关的信息,其中,第二扫描区域被

划分为多个划分区域,并且每个子区域在第一超声之间的时段中经受超声扫描扫描。由控制单元(18)实现的第一超声扫描基于如下的方法,其中针对形成第一扫描范围的多条扫描线中的每条扫描线采集的接收信号在帧方向上经受高通滤波,并且采集与移动主体的移动有关的信息。

### 发明内容

[0008] 根据本发明的原理,使用非常高的帧采集率(通常为800Hz或更高)来完成三模式超声成像,这可以通过将所采集的帧存储在帧存储器中来实现,所述帧存储器用于三模式超声系统的所有三种图像模式。利用发散(例如,弱聚焦)发射波束完成图像场的声处理,并且采用高阶多线采集。任选地,可以采用连续发射波束的相干合成。高采集帧率使得接收的帧能够被相干地组合以增强信噪比,而分辨率几乎没有降低,并且允许准确的速度测量。帧可以对应于图像视场,其具有进入组织的深度和宽度,这取决于换能器的尺寸和/或波束概况。帧可以是2D的或3D的。使用帧可以实现2D或3D内核上的运动估计计算,其可以例如降低用于运动估计计算的噪声。优选地,使用共同的发射脉冲序列同时进行解剖学成像、机械功能和血流测量。高帧采集率使得能够使用任意(例如,无限)长回波系列长度进行速度成像和测量,并允许将许多位移估计组合成一个。例如,系列(ensemble)长度对应于用于产生一个运动估计的帧的数量。对于不同的成像模式可能需要不同的系列长度,例如,与组织运动成像相比,彩色多普勒成像可能需要更长的系列长度。此外,帧与帧之间的相干性使得能够使用帧平均来增强解剖学成像,同时围绕血流去相关。三种同时成像模式可用于同时评估肌肉功能和血液动力学,并且可以详细研究两者之间的相互作用。

### 附图说明

[0009] 在附图中:

[0010] 图1以框图形式图示了根据本发明的原理构造的超声系统。

[0011] 图2a和2b分别示出了由四个和一个发射波束扫描的两扇区图像场。图2c图示了使用相干复合用于本发明的实施例。

[0012] 图3以框图形式示出了图1的解剖图像处理器的实现方式,其形式为B模式处理和显示子系统。

[0013] 图4A以框图形式图示了根据本发明实施例的血液运动处理器、组织运动处理器和B模式图像处理器的实现方式。

[0014] 图4B以框图形式示出了图1的解剖图像、机械功能和血液动力学图像处理器的多普勒实现方式。

[0015] 图5是图示由图4的系统使用的组织和血流分段的图表。

[0016] 图6以框图形式图示了B流子系统形式的另一血液动力学图像处理器的实现方式。

[0017] 图6a示出了图6的杂散滤波器的一种实现方式。

[0018] 图7以框图形式示出了应变和应变率成像子系统形式的机械功能图像处理器的另一实现方式。

[0019] 图8图示了通过本发明的实现方式产生的三模式图像显示。

[0020] 图9图示了通过本发明的实现方式产生的另一三模式图像显示。

## 具体实施方式

[0021] 图1以框图形式图示了根据本发明的原理构造的三模式超声成像系统。超声探头10具有阵列换能器12,阵列换能器12将超声发射到身体区域并从身体区域接收回波。阵列换能器可以是换能器元件的一维阵列或换能器元件的二维阵列,用于扫描体内的二维图像场或三维图像场。阵列换能器的元件由波束形成器(例如,多线波束形成器)16驱动,其中定时发射脉冲被施加到元件以使阵列在一些或所有像场上发射宽的发散波束。替代地,可以使用平面波和轻微聚焦的波束。通常,较短的脉冲将产生更好的空间分辨率,而较长的脉冲有利于多普勒灵敏度。用于多线接收波束采集的所谓的“胖”发射波束在美国专利No.5199471 (Augustine)中进行了描述。多线波束形成器的同步控制由高帧率发送/接收控制器14实现,所述高帧率发送/接收控制器14继而响应于控制面板20的用户控制而选择诸如波束宽度、要在图像场上发射的波束数量、发送频率、采集帧率等的特性。根据本发明的一个方面,发送/接收控制器使多线波束形成器发送波束并以高的帧率,优选地至少800Hz,采集回波数据帧。如下面描述的两个示例性采集序列所讨论的,可以用四个波束扫描回波数据的帧从而以1.25kHz的速率采集整个回波数据帧,或者可以用单个波束对帧进行声处理以获得以5kHz帧率采集的回波数据的完整帧。控制器14还控制波束形成器16对多线波束的处理。在一个实施例中,由多线波束形成器同时产生的接收多线波束是32个波束;但是,可以使用任何数量的多线波束。合适的多线波束形成器在美国专利8137272 (Cooley等人)中描述。多线波束形成器接收来自换能器元件的回波并将它们组合以同时形成来自沿着三十二个接收线位置对准的像场中的点的相干回波信号。如本领域普通技术人员将容易理解的,许多类型的波束成形,例如基于像素的波束成形,可以用于本发明,包括本领域公知的软件波束成形或硬件波束成形。在一些实施例中,波束形成器可以是自适应波束形成器。自适应波束形成器可以用于例如从未聚焦的发射波束(例如平面波)重新获得空间分辨率。在用于波束形成的每个方法中,可以生成帧以对应于视图的视场,所述视场具有进入组织的深度和宽度,这取决于换能器的尺寸和/或波束概况。帧可以是2D的或3D的。

[0022] 所接收的信号经过信号处理,例如抽取、滤波、谐波分离和信号处理器18的频率复合。通过正交解调器或正交带通(QBP)滤波器22将接收的回波信号解调为正交(I和Q)采样。QBP滤波器还可以提供接收信号的频带限制和带通滤波。来自从图像场采集的一个帧的经处理的回波信号被存储在帧存储器24中,其中回波数据可以被存储为角转向存储器,用于如下所述的本发明的多普勒子系统。帧存储器30是RAM、硬盘驱动器、可移动介质存储器、数字视频盘、光盘、磁介质缓存、其组合或其他现在已知或以后开发的用于存储超声数据的设备。

[0023] 根据本发明的原理,存储在帧存储器24中的回波信号被应用于解剖图像处理器30、机械功能图像处理器32和血液动力学图像处理器34。这些处理器访问来自存储在帧存储器24中的相同的一组采集的回波信号的帧的回波信号,并处理它们以三种成像模式产生图像,同时产生结构解剖图像、机械组织功能的图像和血液动力学的图像。因此,单个发射模式用于采集回波信号以供所有三个图像处理器处理,而不是在现有技术的系统中使用的专用发射模式的交错。此外,帧可以对应于图像视场,其具有进入组织的深度和宽度,这取决于换能器的尺寸和/或波束概况。帧可以是2D的或3D的。使用帧可以实现2D或3D内核上的运动估计计算,其可以例如降低用于运动估计计算的噪声。优选地,使用共同的发射脉冲序

列同时进行解剖学成像、机械功能和血流测量。高帧采集率使得能够使用任意(例如,无限)长回波系列长度进行速度成像和测量,并允许将许多位移估计组合成一个。例如,系列(ensemble)长度对应于用于产生一个运动估计的帧的数量。对于不同的成像模式可能需要不同的系列长度,例如,与组织运动成像相比,彩色多普勒成像可能需要更长的系列长度。此外,帧与帧之间的相干性使得能够使用帧平均来增强解剖学成像,同时围绕血流去相关。三个处理器以及下面描述的显示处理器均被构造为以下中的一种:通用处理器,控制处理器,数字信号处理器,专用集成电路,现场可编程门阵列,数字电路,模拟电路,其组合或其他现在已知或以后开发的用于处理超声图像数据的设备。得到的三幅图像被耦合到显示处理器36,显示处理器36以用户命令的并排或重叠显示格式排列图像,并以30Hz或更快的显示帧率将它们转发到图像显示器38。例如,100-150Hz的显示帧率应足以描绘所有生理上相关的心脏运动。由于图像是从相同的采集帧同时形成的,这些采集帧本身是以高采集帧率采集的,因此在所有三幅图像中表示的结构、功能和动态具有极好的对应性。可以在显示器38上冻结单幅图像,显示它们在同一时刻出现在身体中的所有三个特征。

[0024] 图2a和2b示出了根据本发明扫描扇形图像场的两个示例。在图2a中较宽扇区中的图像40,例如,90°扇区,利用四个发散的发射波束扫描,每个声处理扇区的四分之一,示出为子扇区42、子扇区44、子扇区46、和子扇区48。当发射波束频率为5kHz(每200微秒一个发射波束)时,四波束图像的采集帧率为1.25kHz(每800微秒一帧)。图2b图示了第二示例,其中,整个扇区图像50由单个波束扫描。在该示例中,当发射波束频率是5kHz时,采集帧率是1.25kHz。替代地,扇区50可以以奇数行、偶数行格式扫描。在发射对图像场进行声处理的第一波束之后,多线波束形成器16可以形成图像的线1、3、5等。在发射第二波束之后,多线波束形成器形成散布的线2、4、6等,从而提高空间分辨率。当然,由于使用两个发射波束,采集帧率将减半。优选地,采集帧率在~1到4kHz的范围内,并且在一些实施例中,在2.5kHz的采集帧率下。在如此高的帧率下,可以相干地组合大量采集帧以提高信噪比,并且可以使用回波数据的长的系列来在任何点处或整个图像帧中产生准确的多普勒或运动估计。图2c示出了使用相干复合来扫描扇形图像场的示例。类似于图2a,在图2c中使用四个发射波束,其中在交叠区域52中执行发射波束的相干复合。

[0025] 图3示出了图1的解剖图像处理器30的示例,部件的B模式处理链。来自帧存储器24的正交(I,Q)数据被施加到幅度或包络检测器60。包络检测器通过执行公式 $(I^2+Q^2)^{1/2}$ 来处理I,Q回波数据以形成组织结构的B模式图像的数据值。这些检测到的数据点通过扫描转换器62从它们在图2a和2b的扇区图像场中获得的格式r-θ转换成适合于在栅格扫描显示器上显示的笛卡尔坐标(x-y)。扫描转换器还可以通过在所采集的数据值之间插值来填充周围的显示数据点,例如,四点插值。扫描转换的图像数据存储存储在B帧存储器64中。为了改善来自发散发射波束的图像数据的信噪比,存储在B帧存储器中的图像数据帧可以通过帧平均处理器66在多个帧(例如40帧)上进行时间平均。替代地,可以在正交数据的包络检测之前进行平均。这里,帧平均处理器对B帧存储器的多达40个连续采集图像中的每个对应点执行逐点平均。得到的增强B模式图像耦合到显示处理器36。

[0026] 图4A图示了根据本发明的示例三重成像超声系统。如本文所述,可以使用共同发射脉冲序列来生成接收回波信号,所述接收回波信号可以被处理以用于生成用于三种不同成像模式的数据。如图所示,从共同发射脉冲序列产生的接收回波信号由波束形成器16接

收。在一些示例中，波束形成器可以是多线波束形成器，如US8137272中所描述的，在此通过引用将其并入。波束形成的RF数据可以存储在帧存储器24中，帧存储器24可以提供波束形成的数据以供三个不同的处理器处理：血液运动处理器26，组织运动处理器27和B模式图像处理器28。通常将理解，关于本实施例和本文提供的其他示例，本发明包含不同的处理器，但是处理也可以在被配置为执行所有三个功能的一个处理器上完成。血液运动处理器、组织运动处理器和B模式图像处理器分别产生血液运动数据、组织运动数据和B模式图像数据。血液运动数据、组织运动数据和B模式图像数据由分割处理器80接收，分割处理器80被配置为分割出组织多普勒信号TD并将它们应用于颜色查找表(LUT) 76并分割出更高频率的血流速度 $v_{BF}$ 并将它们应用于另一种颜色查找表76，如本文进一步描述的。在分割之后，可以在三重模式显示器29上显示来自三种不同成像模式的图像数据。

[0027] 图4B图示了三重成像系统，在该示例中，其产生机械功能图像、组织运动图像和三个血液动力学图像处理链，其产生彩流图像、功率多普勒图像和频谱多普勒图像。图示的多普勒子系统还在图像中的特定点处产生流信息，频谱多普勒显示。多普勒处理器70从存储在帧存储器24中的顺序采集的帧序列接收时间采集的I,Q回波数据的集合。作为转角存储器的帧存储器24的组织便于该操作。多普勒处理器70可以采用不同的处理技术，例如快速傅立叶变换(FFT)处理或相关处理，如本领域所公知的。在所示的本发明实施例中，使用自相关处理。来自多普勒图像线上的每个点的样本的集合(通常范围从每个集合10到40个样本(帧存储器24的10到40帧))被输入到多普勒处理器70中。与来自血流的回波相比，由于组织回波的较高信噪比，可以使用较少样本的系列来显示移动组织。样本数据以正交I,Q形式处理。自相关器将复数共轭形式的样本序列中的相邻样本相乘，并将乘积相加以产生 $I' + jQ'$ 形式的结果。在数学上，自相关过程可以表达为：

$$[0028] \quad X' = \sum_{k=1}^{n-1} X_{k+1} \cdot X_k^*$$

[0029] 其中， $X_k = I_k + jQ_k$ ，并且n是序列中的样本数。根据复合结果，多普勒相移 $\phi_D$ 被计算为 $Q'$ 和 $I'$ 的商的反正切，或者

$$[0030] \quad \phi_D = \tan^{-1} \frac{Q'}{I'}$$

[0031] 通过将相移 $\phi_D$ 乘以PRF(帧采集率频率)并除以 $2\pi$ 来确定多普勒频移 $f_D$ ：

$$[0032] \quad f_D = \phi_D \frac{PRF}{2\pi}$$

[0033] 然后通过以下公式从多普勒速度方程估计运动的速度：

$$[0034] \quad v = \frac{f_D c}{2f_o \cos\theta}$$

[0035] 假设 $f_o$ 是发射波形的中心频率。

[0036] 在本发明的一个实施方式中，使用二维运动估计，例如，如在美国专利5386830(Powers等人)中所描述的那样实现二维自相关。由此确定的速度可以通过将多普勒颜色编

码的像素与B模式图像重叠或混合或者在谱线的频谱多普勒显示中用于彩流显示中。其他多普勒和运动数据,例如流动方向、方差、加速度和功率也可以从该多普勒数据确定并显示在显示器38上。

[0037] 与多普勒频移成比例的速度估计由扫描转换器62转换到笛卡尔空间,然后应用于滤波和分割处理器80。可以通过滤波来执行分割,其可以包括这样的过程,其中图5的低频带52中的较强组织信号将被高通滤波特性取消,所述高通滤波特性滤除低于频率 $Th_f$ 的信号。组织信号的频率通常低于血流,因为组织运动的速度通常小于流动血液的速度,并且将处理带54中的血流频率(速度)以用于显示。用于从血流速度分割(分离)移动组织速度的典型阈值是10cm/sec。图5的组织 and 血液条带还示出了可以通过滤除高于阈值频率 $Th_f$ 的频率来分割组织运动信号,从而消除低于幅度阈值 $Th_A$ 或两者的信号。滤波和分割处理器80进行两者,分割组织多普勒信号TD并将它们应用于彩色查找表(LUT)76并分割出更高频率的血流速度 $v_{BF}$ 并将它们应用于另一彩色查找表76。通过在组织信号和血流信号之间多路复用它们,这两个LUT(以及系统中的其他LUT)可以是相同的。对应于组织多普勒值TD的颜色值存储在组织多普勒帧存储器82中,并且对应于血流速度值 $v_{BF}$ 的颜色值存储在流帧存储器84中。因此,组织多普勒帧存储器82保留描绘组织运动的颜色值的叠加,当用户想要评估在结构(B模式)图像中叠加在组织上的组织运动时,颜色值的叠加被耦合到显示处理器36。流帧存储器84类似地保留描绘血流速度的颜色值的叠加,当用户想要评估叠加在结构(B模式)图像中的血管腔的流速时,所述颜色值被耦合到显示处理器36。

[0038] 多普勒处理器70将I',Q'值提供给扫描转换器62以进行空间坐标转换,然后将其应用于功率多普勒估计器74。估计器74通过公式 $(I'^2+Q'^2)^{1/2}$ 估计功率多普勒值然后通过颜色LUT 76将其转换为相应的颜色值。表示图像场中位置处的多普勒信号强度的这些颜色值存储在功率多普勒帧存储器86中。当用户想要评估来自多个点的运动的多普勒信号的强度时,存储在存储器86中的帧被耦合到显示处理器36,以叠加在结构(B模式)图像的组织或血流(或两者)上。当用户想要仅显示移动组织的能量多普勒强度或仅显示血流时,可以使用类似于 $Th_A$ 的阈值来分割功率多普勒信号的幅度。

[0039] 为图像中的特定点x,y生成的多普勒频移值由频谱多普勒处理器72使用,以产生该点处的流速谱图。用户操纵用户控件以将图像中的选定点的x,y值应用于频谱多普勒处理器。频谱多普勒处理器如本领域所熟知的那样操作,以产生用于图像中的点处的流动的流速分布的时间序列,其被耦合到显示处理器以显示为频谱图。针对有关频谱多普勒处理器的构造和操作的详细信息,参见,例如,美国专利5287753 (Routh等人),美国专利6464637 (Roundhill等人)和美国专利7815572 (Loupas)。

[0040] 另一个血液动力学显示处理器在图6中示出,其是B流图像处理链。B流显示经杂散滤波的B模式数据的强度。杂散滤波器90从B模式回波数据中去除静止和缓慢移动的目标。杂散滤波器可以像2抽头滤波器一样简单,但是具有高采集帧率,也可以使用更长的滤波器。已经发现基于FFT的(快速傅立叶变换)滤波对于杂散滤波器90是有效的。图6a示出了3抽头杂散滤波器实现,其中来自三个连续帧( $F_0, F_1$ 和 $F_2$ )中的相同点( $P_{x,y}$ )的信号被施加到加权电路96以分别由 $[-1], [+2]$ 和 $[-1]$ 对所施加的信号进行加权。三帧间隔上的加权信号由加法器98组合以产生杂散减少的数据。所使用的抽头数量取决于组织或血流的预期运动范围,更快的运动需要更短的滤波器,以及人们希望拒绝的DC周围的带宽。如上所述,阈

值处理也可用于分割组织运动和血流。由于B流信号来自血细胞并且幅度低,因此使用可变增益放大器92来放大信号,然后通过扫描转换器62来将信号转换成期望的显示格式。B流量信号数据的帧存储在B流帧存储器94中,从B流帧存储器94将它们应用于显示处理器36。可以以与显示彩流多普勒相同的方式将B流显示为结构(B模式)图像的血管中的叠加。

[0041] 图7图示了产生两个更多机械功能图像的处理链,在这种情况下是应变和应变率。应变率是运动组织速度的空间导数,应变是应变率的时间积分。参见,例如,美国专利6537221 (Criton等人)空间导数估计器102通过沿着波束采集连续速度值的导数(差值)来计算应变率值,所述值由多普勒处理器70产生。替代地,可以在前述Criton等人的专利中描述地获得在运动方向上的速度值的导数。这些值由滤波和分割处理器80产生为组织多普勒(TD)值。如果先前未执行扫描转换,则应变率值由扫描转换器62扫描转换。来自组织图像中的点的应变率值由积分器104随时间积分以产生应变值。应变率值和应变值的帧被应用于颜色LUT 76以转换成相应的颜色值,并且这些值分别存储在应变率帧存储器108和应变帧存储器106中,当用户想要评估组织的应变或应变率的机械特性时可以将这些值从应变率帧存储器108和应变帧存储器106耦合到显示处理器。

[0042] 图8和9提供了两个如何同时显示解剖学、机械功能和血液动力学图像以评估所有三个特征及其在对象体内的相互作用的示例。在图8的显示屏的左上方是心脏左心室的解剖B模式图像202。在该示例中,所述图像和屏幕上的其他图像是通过用两个波束重复扫描扇形图像场而获得的图像数据产生的,一个波束在扇区的左侧,另一个在扇区的右侧进行声处理。在接收时,从扇区的每一侧接收并并行处理的32条多线,从而产生64条扫描线的图像帧,这些图像帧被存储在帧存储器24中。采集帧率为2.5kHz。多个B模式帧,在该示例中高达20帧,由帧平均处理器66逐点平均,以在显示器上产生具有良好信噪比的B模式图像。如图所示,在图像上绘制左心室心室边界的迹线,其可以手动或通过自动边界描绘来绘制,如前述美国专利6537221 (Criton等人)中所述。在解剖图像的右侧是左心室的血液动力学图像B流图像204。在B流图像上描绘相同的腔室边界。B流图像右侧的较亮像素显示心室右侧流动的血液更快。在屏幕的底部是机械功能图像,组织多普勒值的速度M模式图像,其示出了在边界追踪周围的每个点处的组织的速度。M模式图像显示沿图像上的线的机械动力学,因为它们沿着水平时间轴随时间变化。M模式图像的每条垂直线表示特定时刻,并且沿着图像的每条垂直M线从上到下的颜色示出了沿边界描绘的每个点处的组织的瞬时速度。从左到右观察M模式图像显示左心室边界处组织的速度随时间的变化。图8的三幅图像在时间上是同步的,因为它们是从帧存储器中的相同图像数据产生的,并且它们使临床医师能够在同一显示屏上评估左心室的结构、机械功能和血液动力学特征。当作为循环或连续实时播放时,左心室的结构将随着每次心跳而扩大和收缩,随着每次收缩和放松,血流将在腔室中看到增加和减少,并且机械在心脏周期中,心室边界组织的速度将在腔室周围的不同位置以不同的率增加和减少。

[0043] 图9中的三模式显示的第二个示例显示了屏幕顶部左心室的解剖B模式图像,同样在图像上描绘了左心室边界。临近心室的底部并且在二尖瓣上方,临床医师已经定位了三角形光标,所述三角形光标是要进行频谱多普勒流量测量的位置。频谱多普勒图像304被示出在屏幕的中心。在屏幕的底部是应变率的彩色M模式图像,其沿着心脏中心的隔膜壁的组织获得。虚线308和310划分心脏周期的两个功能标志,308处的二尖瓣闭合和310处的隔膜

中的峰值心室应变。利用这种三模式显示,临床医师可以评估心脏的结构以及隔膜中应变率的机械和流体动力学以及心室中选定点处的血流速度的变化。

[0044] 应当注意,上面描述的并且由图1-7的示例性超声系统示出的各种实施例可以以硬件、软件或其组合来实现。超声系统的各种实施例和/或部件,例如,模块、或其中的部件和控制器,也可以实现为一个或多个计算机或微处理器的一部分。计算机或处理器可以包括计算设备,输入设备,显示单元和接口,例如用于访问因特网。计算机或处理器可包括微处理器。微处理器可以连接到通信总线,例如,以访问PACS系统。计算机或处理器还可以包括存储器。上述用于帧存储器的存储器设备可以包括随机存取存储器(RAM)或其他数据存储设备,包括存储设备,其可以是硬盘驱动器或可移动存储驱动器,例如软盘驱动器、光盘驱动器、固态拇指驱动器等。存储设备还可以是用于将计算机程序或其他指令加载到计算机或处理器中的其他类似装置。

[0045] 诸如上述超声系统的指令集通常包括指示计算机或处理器作为处理机器执行特定操作的各种命令,例如本发明的各种实施例的方法和过程。该组指令通常采用软件程序的形式。软件可以是各种形式,例如系统软件或应用软件,并且可以体现为有形和非瞬态计算机可读介质。此外,软件可以是单独程序或模块的集合,较大程序内的程序模块或程序模块的一部分的形式。该软件还可以包括面向对象编程形式的模块化编程。处理机器对输入数据的处理可以响应于经由控制面板20输入的操作者命令,或者响应于先前处理的结果,或者响应于另一个处理机器做出的请求。

[0046] 此外,以下权利要求的限制不是用功能模块架构的格式写的,并且不打算基于35 U.S.C.112第六段来解释,除非并且直到这样的权利要求限制明确地使用短语“用于……的模块”,然后是没有进一步结构的功能声明。

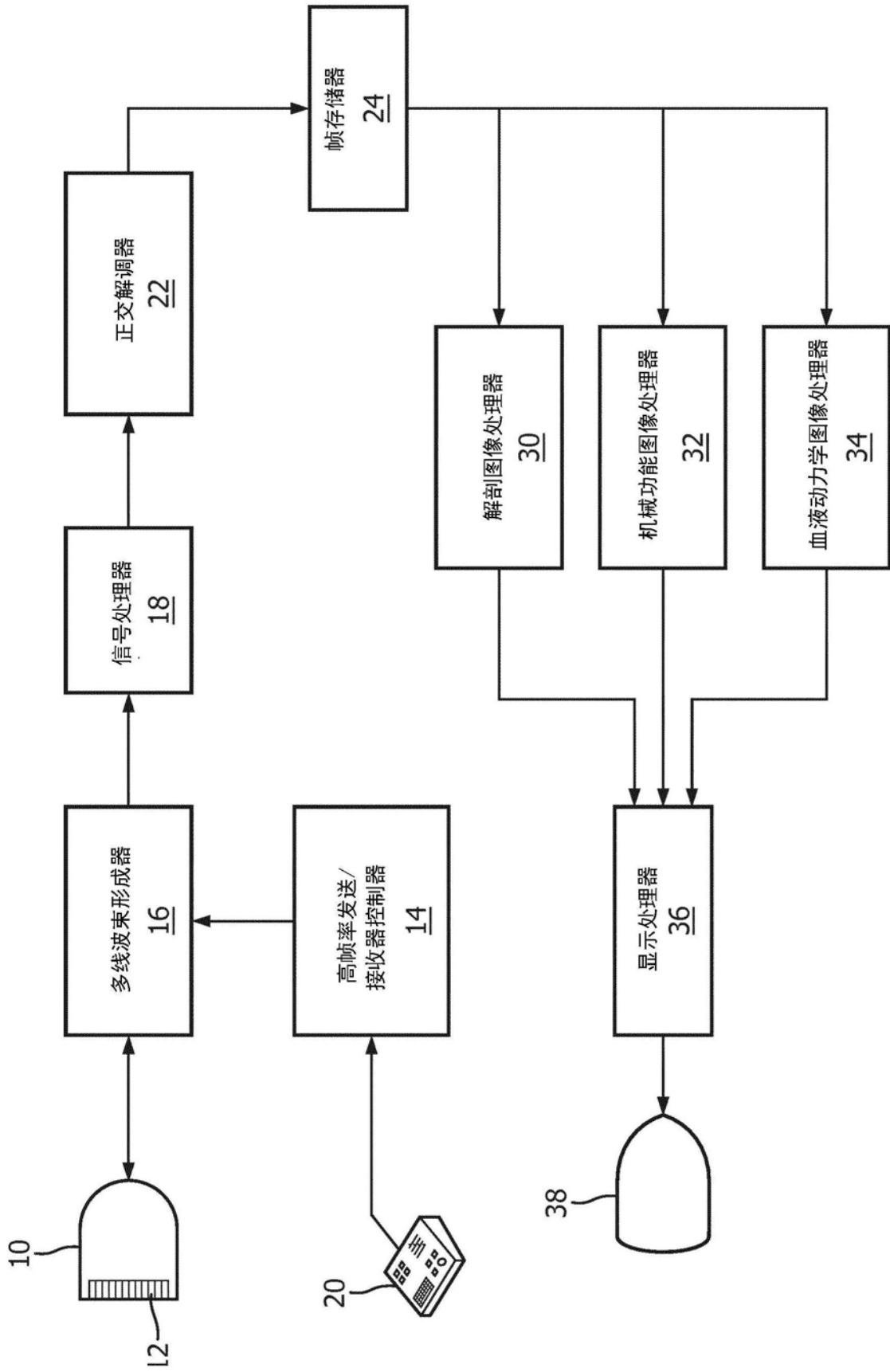


图1

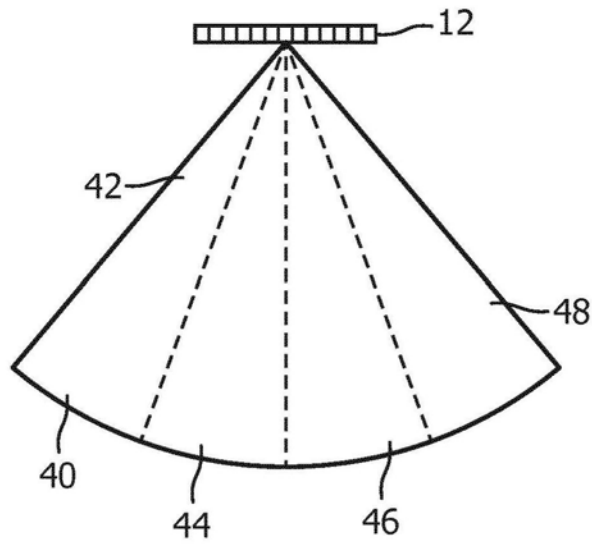


图2a

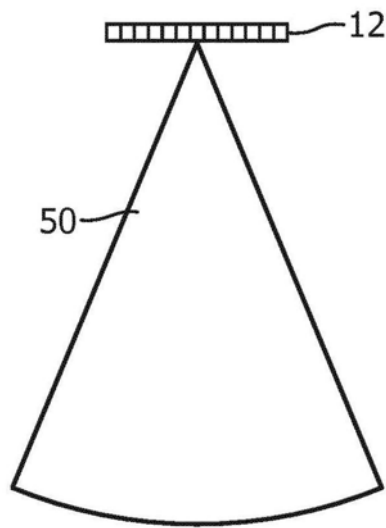


图2b

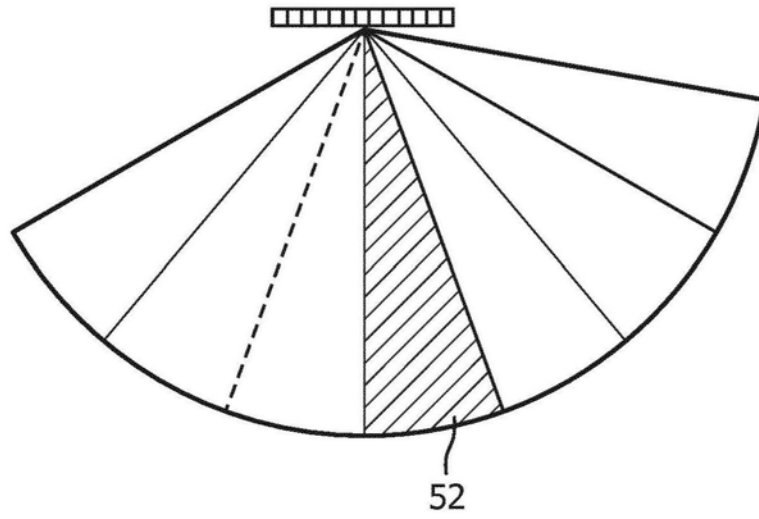


图2c

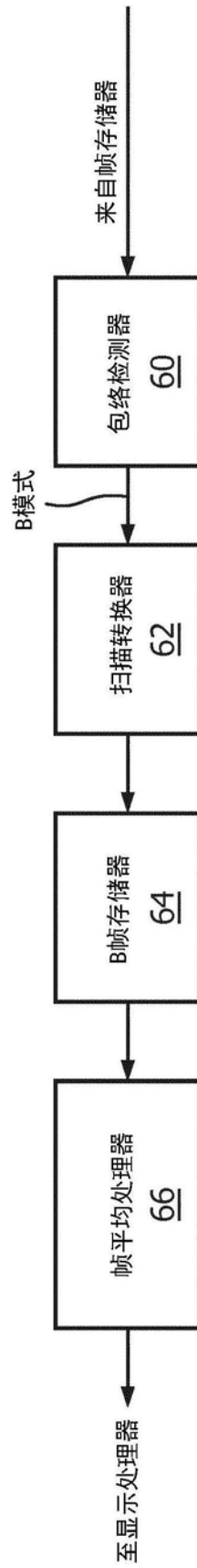


图3

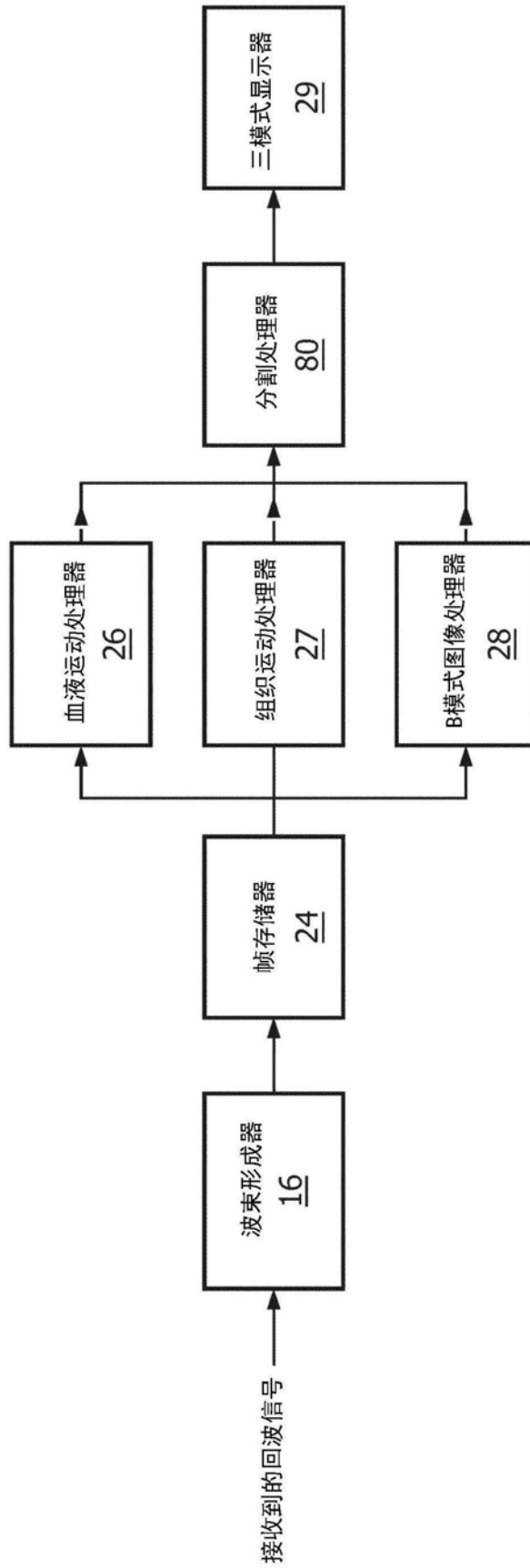


图4A

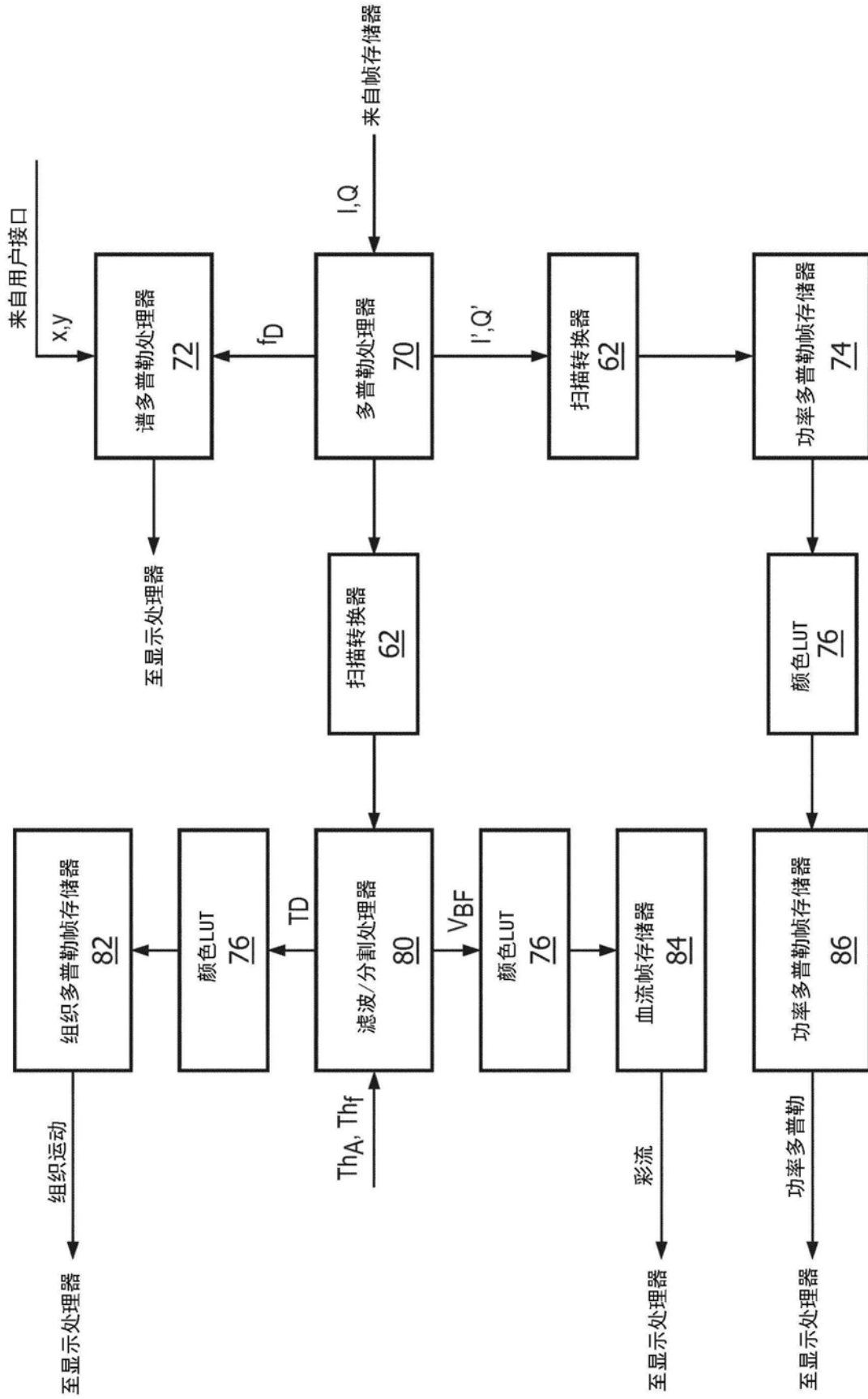


图4B

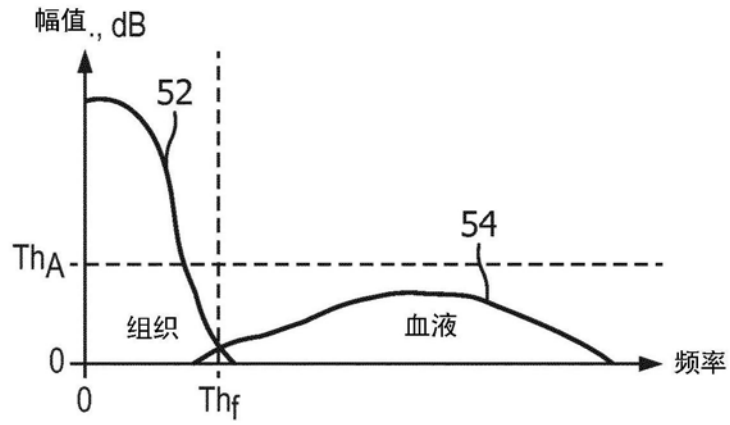


图5

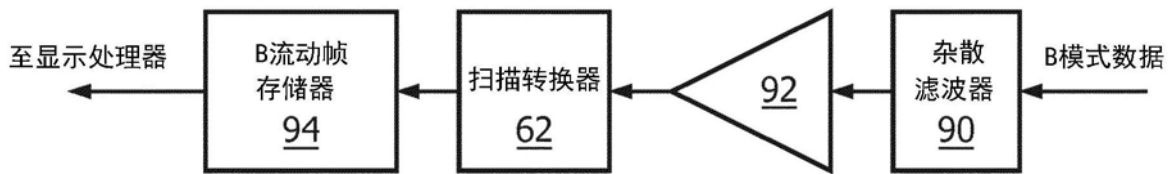


图6

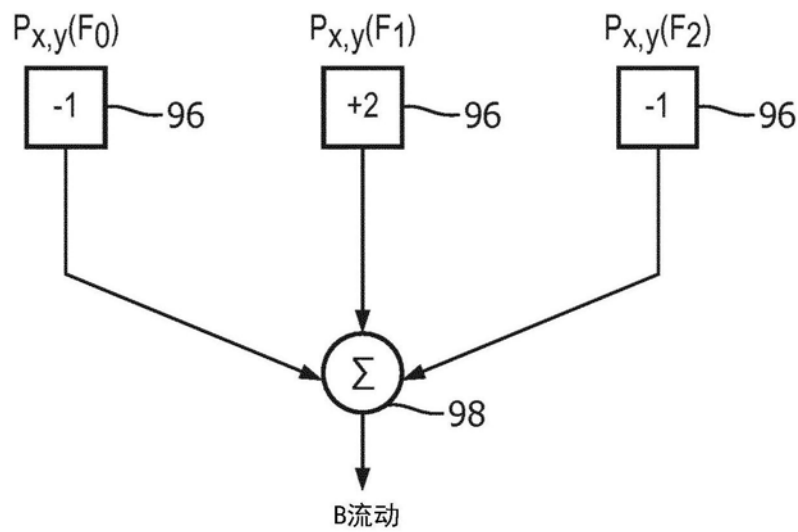


图6a

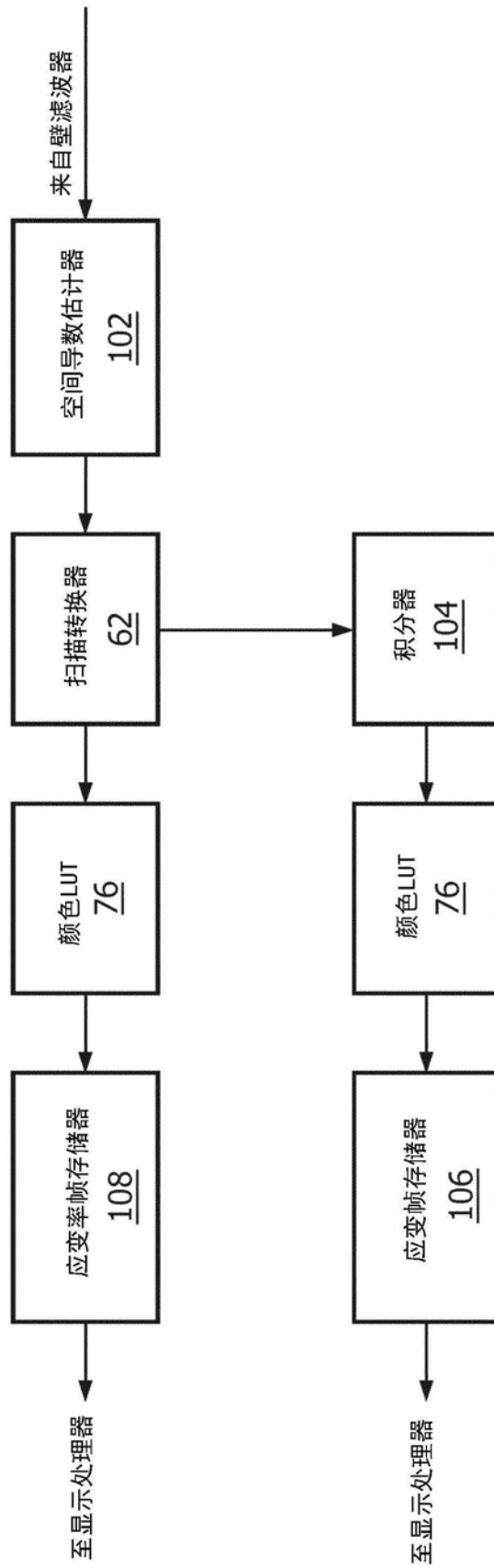


图7

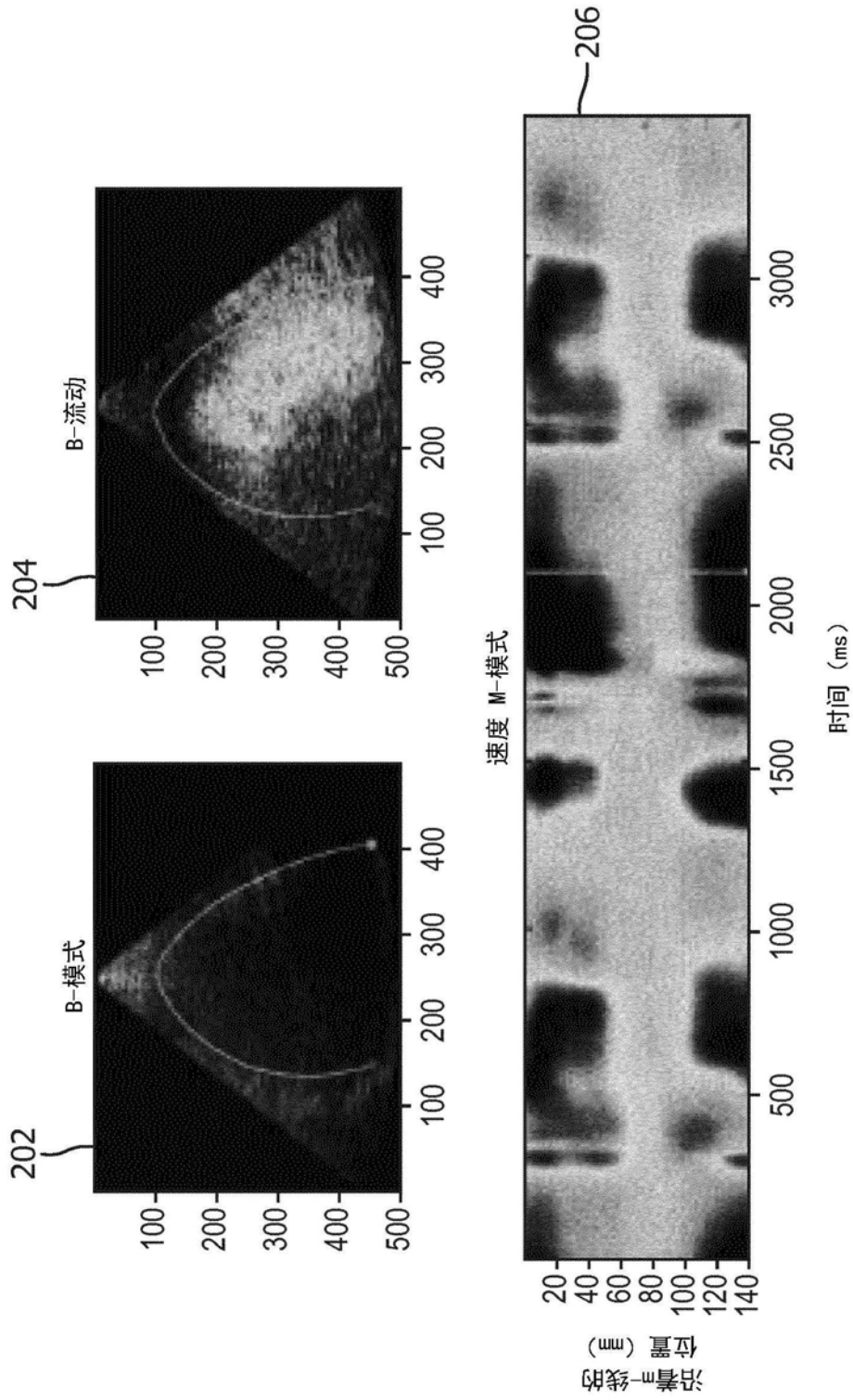


图8

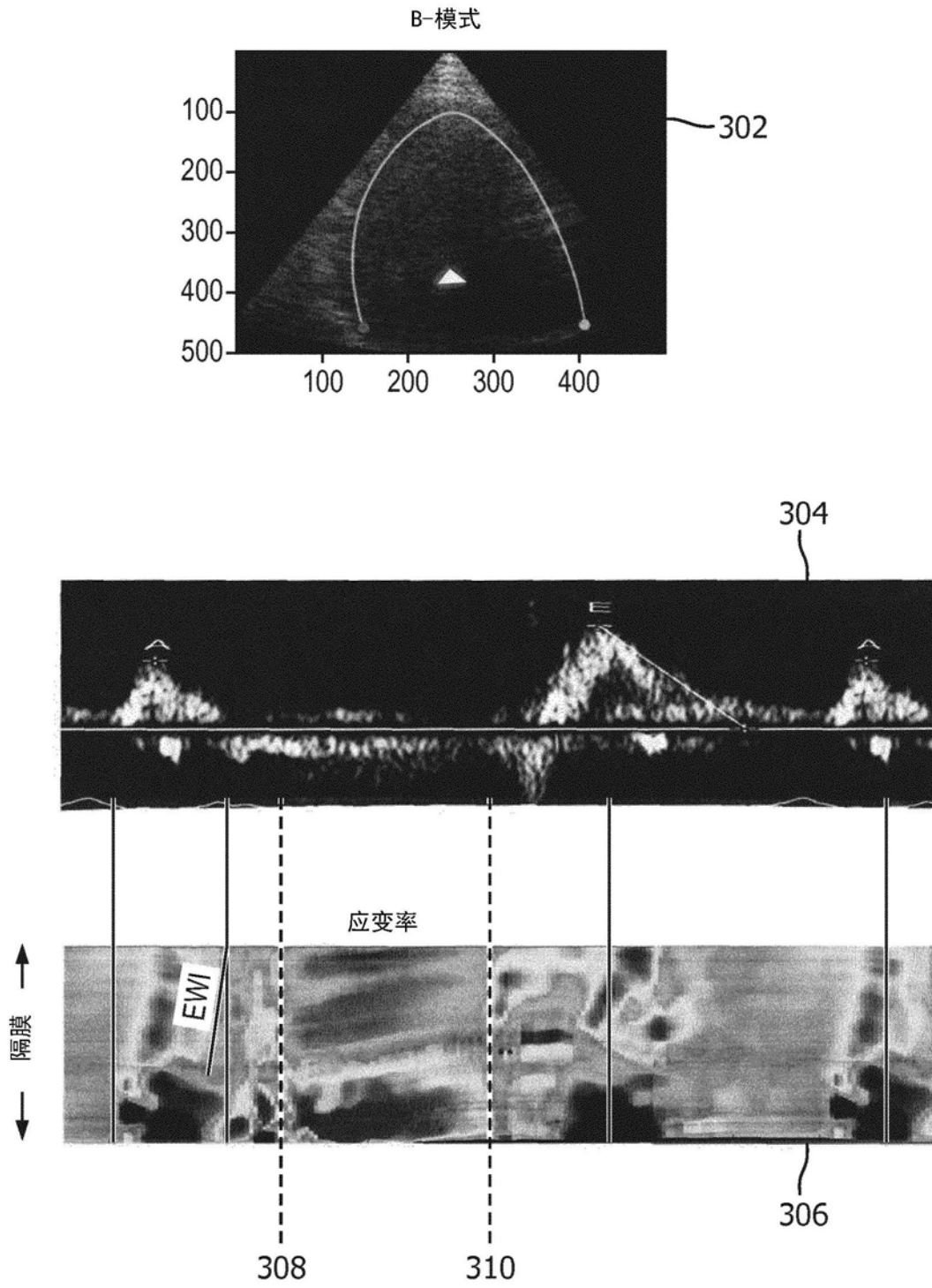


图9

专利名称(译)	用于解剖结构、功能和血液动力学成像的三模式超声成像		
公开(公告)号	<a href="#">CN109982643A</a>	公开(公告)日	2019-07-05
申请号	CN201780070290.9	申请日	2017-11-14
[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	FGGM维尼翁 黄圣文 O绍姆蓬 SW迪亚尼斯		
发明人	F·G·G·M·维尼翁 黄圣文 O·绍姆蓬 S·W·迪亚尼斯 L·梅尔基		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/463 A61B8/485 A61B8/486 A61B8/488 A61B8/5207 G01S7/52042 G01S7/52071 G01S7/52074 G01S7/52095 G01S15/8915 G01S15/8979 G01S15/8981 G01S15/8988 G01S15/89 G16H30/40		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2016306484 2016-11-14 EP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种超声成像系统使用单一采集模式来以高采集帧率采集回波数据帧。三个图像处理器使用回波数据从相同的回波数据产生解剖图像、机械功能图像和血液动力学图像。显示器同时显示解剖图像、机械功能图像和血液动力学图像。

