



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107205725 B

(45)授权公告日 2020.06.30

(21)申请号 201680007678.X

(22)申请日 2016.01.22

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107205725 A

(43)申请公布日 2017.09.26

(30)优先权数据
62/109,209 2015.01.29 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2017.07.28

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2016/050308 2016.01.22

(87)PCT国际申请的公布数据
W02016/120763 EN 2016.08.04

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 A·V·帕蒂尔 A·英格尔
K·E·蒂勒

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 孟杰雄 王英

(51)Int.Cl.
A61B 8/08(2006.01)
A61B 8/00(2006.01)

审查员 赵秋芬

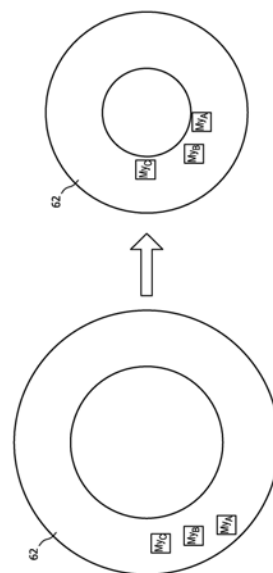
权利要求书2页 说明书5页 附图5页

(54)发明名称

通过实时超声应变成像对心肌梗塞的评估

(57)摘要

通过采集心脏图像帧的序列并估计在心脏周期上心肌中的位移来提供实时应变成像。可以使用斑点跟踪来估计位移,并且将位移用于计算所述心肌上的应变。颜色图包括应变值。在下一心脏周期期间,对所述颜色图进行变形以适配每个图像帧中的所述心肌,并且在实时显示经变形的颜色图时将所述经变形的颜色图显示为新的心脏周期的每幅图像的所述心肌上的颜色叠加。在所述新的心脏周期上还产生新的颜色图,以供与后续的心脏周期一起使用。还描述了执行实时应变成像的超声系统。



1. 一种用于实时应变成像的超声诊断成像系统,包括:
 - 超声成像探头,其具有阵列换能器,并且被配置为采集超声回波信号;
 - 图像处理器,其被耦合到所述成像探头,并且被配置为产生图像帧的第一序列;
 - 应变计算器,其被耦合到所述图像处理器,并且被配置为处理所述图像帧以估计在所述图像帧的第一序列期间的应变;
 - 颜色映射器,其被配置为至少部分地基于由所述应变计算器生成的应变值来产生颜色图;以及
 - 颜色图变形器,其对所述颜色图和由所述图像处理器生成的图像帧的新序列做出响应,其中,所述颜色图变形器被配置为将所述颜色图变形到所述新序列的图像帧以生成经变形的颜色图;以及
 - 显示器,其用于结合所述经变形的颜色图来显示图像帧。
2. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述图像帧还包括心脏图像帧;
 - 其中,图像帧的所述第一序列是在第一心脏周期期间采集的;并且
 - 其中,图像帧的所述新序列是在随后的心脏周期期间采集的。
3. 根据权利要求2所述的超声诊断成像系统,还包括:位移估计器,其对图像帧的序列做出响应,所述位移估计器估计在所述图像帧的序列上的组织位移。
4. 根据权利要求3所述的超声诊断成像系统,其中,所述位移估计器还包括:
 - 位移互相关器,其通过互相关回波数据来估计位移;以及
 - 位移积分器,其执行拉格朗日积分位移值。
5. 根据权利要求4所述的超声诊断成像系统,还包括:斑点跟踪器,其识别组织位移。
6. 根据权利要求5所述的超声诊断成像系统,还包括:ECG传感器,其被耦合到所述超声系统,所述ECG传感器感测患者ECG波形。
7. 根据权利要求6所述的超声诊断成像系统,还包括:波束形成器,其被耦合到所述阵列换能器,所述波束形成器操作为采集与所述ECG波形相关的图像帧序列。
8. 根据权利要求7所述的超声诊断成像系统,还包括:帧存储器,其被耦合到所述图像处理器,所述帧存储器存储图像帧的序列。
9. 一种产生实时超声应变图像的方法,包括:
 - 采集包括回波图像数据的图像帧;
 - 根据所述回波图像数据来估计所采集的帧之间的组织位移;
 - 至少部分地基于所述组织位移来计算应变值;
 - 形成所述应变值的颜色图;
 - 采集包括回波图像数据的额外图像帧;
 - 将所述颜色图变形到所述额外帧;并且
 - 结合经变形的颜色图来显示所述额外帧。
10. 根据权利要求9所述的方法,其中,采集回波图像数据的帧还包括采集心脏的图像帧。
11. 根据权利要求10所述的方法,其中,估计组织位移还包括执行斑点跟踪。
12. 根据权利要求11所述的方法,其中,斑点跟踪还包括:
 - 通过互相关来估计位移;并且

执行对位移的拉格朗日积分。

13. 根据权利要求12所述的方法,还包括:

采集患者ECG波形;并且

采集与对所述ECG波形的时间计定相关的回波图像数据的帧。

14. 根据权利要求13所述的方法,其中,对所述颜色图进行变形还包括将所述颜色图适配到所述额外帧中的每个帧中的心肌的边界。

15. 根据权利要求13所述的方法,其中,对所述颜色图进行变形还包括将所述颜色图适配到所述额外帧中的每个帧中的斑点图案。

16. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述应变计算器被配置为针对所述图像帧的每个像素估计所述应变以作为局部应变的表示。

17. 根据权利要求4所述的超声诊断成像系统,其中,所述应变计算器被配置为基于所述图像帧的组织位移来估计所述应变。

18. 根据权利要求9所述的方法,其中,结合经变形的颜色图所显示的帧表示空间应变变化。

19. 根据权利要求9所述的方法,其中,所述图像帧包括心脏图像帧,并且所述方法还包括:

确定心脏收缩性。

20. 根据权利要求19所述的方法,还包括:

显示具有应变特性的实时心脏图像帧。

通过实时超声应变成像对心肌梗塞的评估

[0001] 优先权要求

[0002] 本申请要求于2015年1月29日提交的美国临时申请第62/109209号的优先权,通过引用将其并入本文。

技术领域

[0003] 本发明涉及超声诊断成像系统,尤其涉及使用超声应变成像来评估已经遭受梗塞的心脏的缺血区。

背景技术

[0004] 心脏超声的一个用途是评估遭受梗塞的患者的心脏。例如,期望能够对冠状动脉进行成像以寻找可能引起缺血事件的阻塞。然而,超声通常由于其运动、心脏外部位置、到肺部的接近度以及其他特性而不能直接对冠状动脉进行可视化。因此,通过利用超声评价心肌壁运动而间接诊断动脉功能。异常或异步的壁运动表明动脉血流减少,可能是由于动脉斑块或血块堵塞冠状动脉。能够通过心肌的收缩性进行可视化来诊断由于堵塞引起的心肌的异常功能。能够通过计算在心脏收缩时整个心肌的心肌壁应变来评价收缩性,寻找在收缩期间变形最小或不稳定的区。不幸的是,当前的大多数方法缺乏对局部应变进行成像的分辨率,并且这些方法不是实时的。现有的应变成像只能测量心脏周期的全局应变(纵向、周向和径向)。虽然有用,但是它们不能用于对梗塞进行局部化和可靠地可视化或划定缺血区域的界线。这些应用缺乏诊断局部心脏功能所要求的灵敏度。此外,由于应变是通过在整个心脏周期或至少其收缩阶段跟踪心肌运动来确定的,因此只能为心脏周期产生一幅应变图像。这些图像被静态地查看,而不是作为实时的动态图像。因此,期望能够以高分辨率确定心脏收缩性特性并且能够以实时的心脏图像来观察心脏收缩性特性。

发明内容

[0005] 在一些方面中,本发明包括超声系统,例如用于实时应变成像的超声诊断成像系统,所述超声系统包括:超声成像探头,其具有阵列换能器,所述超声成像探头采集超声回波信号;图像处理器,其被耦合到所述成像探头,所述图像处理器实时地产生图像帧的第一序列;应变计算器,其被耦合到所述图像处理器,所述应变计算器处理所述图像帧数据以估计在所述图像帧序列期间的应变;颜色映射器,其根据应变值来产生颜色图;颜色图变形器(warper),其对所述颜色图和图像帧的新序列做出响应,并且被配置为将所述颜色图变形到所述新序列的图像帧以生成经变形的颜色图;以及显示器,其结合所述经变形的颜色图来显示图像帧。

[0006] 在某些方面中,本发明能够包括在其上具有指令的超声成像系统,所述指令当被运行时使得系统使用具有阵列换能器的超声成像探头采集超声回波信号,实时产生图像帧的第一序列,处理所述图像帧的图像帧数据以估计在图像帧序列期间的应变,至少部分地基于应变值来产生颜色图,将颜色图变形或适配到新序列的图像的图像帧以生成经变形的

颜色图,并且结合所述经变形的颜色图来显示图像帧。

[0007] 在一些方面中,本发明包括超声成像的方法,例如一种实时产生超声应变图像的方法,所述方法包括:采集回波图像数据的帧;根据所述回波图像数据来估计所采集的帧之间的组织位移;根据所述位移来计算应变值;形成所述应变值的颜色图;采集回波图像数据的额外帧;将所述颜色图变形到所述额外帧;并且结合经变形的颜色图来显示所述额外帧。

附图说明

[0008] 在附图中:

[0009] 图1是根据本发明的原理构建的超声系统的框图。

[0010] 图2a-图2d图示了在心脏的收缩期间心肌中的点的运动。

[0011] 图3图示了当在心脏的短轴视图中观察时心肌中的点的运动。

[0012] 图4是根据本发明的原理的心脏的应变成像的流程图。

[0013] 图5图示了心脏的连续图像的回波数据的互相关函数。

[0014] 图6图解性地图示了本发明的实施例中的来自移动的心脏的斑点的典型互相关分布。

具体实施方式

[0015] 根据本发明的原理,描述了能够以高帧率对心脏成像并计算心肌的局部化区的应变的超声诊断成像系统。对于图像上的每个像素,确定代表局部应变的应变参数,然后将这些像素值在空间上映射到解剖图像。然后将应变图适配到下一心脏周期的第一图像,并在心脏图像的下一周期的图像帧上将应变图显示为参数颜色叠加。当图像随着心肌的收缩和张弛而变化时,颜色叠加被变形以在每幅心脏图像上连续地进行适配。因此,向用户实时显示心脏、其空间应变变化以及对应的收缩性特性。

[0016] 在一些方面中,本发明提供了用于进行实时应变成像的超声诊断成像系统。所述超声系统能够包括多种部件,例如超声成像探头。所述探头能够包括采集超声回波信号的阵列换能器。所述系统能够包括图像处理器。所述图像处理器能够被耦合到所述成像探头并且被配置为实时地产生图像帧的第一序列。所述系统能够包括被耦合到所述图像处理器的应变计算器。所述应变计算器能够被配置为处理图像帧数据以估计在图像帧序列期间的应变。所述系统能够包括颜色映射器。所述系统能够被配置为包括处理器、存储器以及能够被编程为充当颜色映射器的其他结构。所述颜色映射器能够被配置为基于应变值来产生颜色图。所述系统能够包括颜色图变形器。所述系统能够包括颜色映射器。所述系统能够被配置为包括处理器、存储器以及能够被编程充当颜色图变形器的其他结构。所述颜色图变形器能够对颜色图和图像帧的新序列做出响应,并且被配置为将颜色图变形为新序列的图像帧,从而生成经变形的颜色图。所述系统还能够包括结合所述经变型的颜色图来显示图像帧的显示器。

[0017] 在一些实施例中,图像帧能够包括心脏图像帧。图像帧的第一序列能够在第一心脏周期期间采集,并且能够在随后的心脏周期期间采集图像帧的新序列。所述系统能够包括被耦合到图像处理器的帧存储器,所述帧存储器存储图像帧的序列。

[0018] 在某些实施例中,所述系统能够包括位移估计器。所述系统能够包括颜色映射器。

所述系统能够被配置为包括处理器、存储器以及能够被编程为充当位移估计器和颜色映射器的其他结构。所述位移估计器能够对图像帧的序列做出响应,所述位移估计器能够被配置为估计在所述图像帧的序列上的组织位移。所述位移估计器能够包括通过互相关回波数据估计位移的位移互相关器,以及执行拉格朗日积分位移值的位移积分器。

[0019] 在一些实施例中,所述系统能够包括识别组织位移的斑点跟踪器。所述系统能够包括颜色映射器。所述系统可被配置为包括处理器、存储器以及能够被编程为作为斑点跟踪器和颜色映射器的其他结构。在某些实施例中,所述系统能够被耦合到ECG传感器,所述ECG传感器感测患者ECG波形。所述系统还能够包括被耦合到阵列换能器的波束形成器,所述波束形成器操作为采集与ECG波形相关的图像帧序列。

[0020] 首先参考图1,以框图形式示出了根据本发明的原理构建的超声系统。探头10具有元件的换能器阵列12,其扫描阵列前面的身体区域。所述阵列能够是用于2D扫描或3D扫描的一维阵列或二维阵列。通常,在心脏病学中,阵列换能器用作相控阵。探头由波束形成器20操作,所述波束形成器20控制对发射脉冲的时间计定并处理接收到的回波信号。探头10通过探头缆线14和发送/接收开关16被耦合到主机超声系统,所述发送/接收开关16在高压传输期间保护波束形成器的敏感电子件。波束形成器延迟并组合从换能器元件接收到的信号,以根据图像场中的点形成相干回波信号。该回波信号被耦合到信号处理器22,所述信号处理器22通过滤波来增强信号并产生检测到的回波信号。经处理的回波信号然后由图像处理单元24形成为期望格式的空间图像。连续产生的图像帧被存储在帧存储器30中。

[0021] 由于不可能直接通过超声来确定心肌中的应力(由心肌施加的力),因此通过测量应变(由收缩应力引起的心脏的变形)来估计这种力的作用。应变测量过程开始于跟踪心肌收缩时的运动。由于超声产生相干信号,因此会展示出一种称为斑点的现象。只要探头保持静止,斑点图案将从一个图像帧持续到下一图像帧。通过斑点跟踪器32跟踪详细的斑点图案,其由此通过跟随其斑点图案从一个图像帧到下一图像帧的位置的改变来跟随心肌组织的小区域。由于由斑点引起的回波信号强度变化处于非常低的水平并且因此容易被噪声掩蔽,因此图1的系统通过互相关来估计斑点图案从一幅图像到下一图像的位移。连续图像帧的回波由位移互相关器34来进行互相关,以定位互相关函数的峰值。典型的互相关函数如图6所示。图7图示了根据第一连续图像帧和第二连续图像帧的互相关的一个互相关函数52,以及根据第二连续图像帧和下一连续图像帧的互相关的第二互相关函数54。如图所示,在两个函数的峰值之间存在滞后d。该滞后d是图像序列中的组织从一个帧到下一帧的位移。由于该滞后信号易受噪声影响,因此多个连续帧中的位移由位移积分器36进行积分。优选地,使用拉格朗日积分为心肌中的每个点产生单个值,其代表在多个连续帧上的位移。由于心脏运动是周期性的,因此心脏将在每个心脏周期返回到其原始开始点(帧1中心脏处于与最后一帧N中相同的位置),能够针对在收缩阶段和张弛阶段的位移获得两个独立的估计结果。例如,瞬时位移在时间上从帧1到帧M(由 I_{1-M} 指代)正向积分并且在时间上从帧N到帧M(由 I_{M-N} 指代)逆向积分。注意,帧M对应于收缩末期;这是心脏周期中应变应当在最大值处的阶段。然后对经积分的位移进行平均以创建经拉格朗日积分的复合位移图: $I_G = (I_{1-M} + I_{M-N}) / 2$ 。然后,应变计算器38使用经积分的位移来产生作为针对每个像素位置的空间应变值的空间导数。使用标称值和剪切应变值的加权组合来创建参数图像。这种组合的一个范例是: $(0.5E_{yy} + 0.25E_{xy} + 0.25E_{xx})$,其中, E_{xx} 是垂直于A线的应变, E_{yy} 是沿着A线的应变,并且

E_{xy} 是从轴向位移提取的剪切应变。这是旋转的量度。然后,通过应变颜色映射40将这些应变值映射为二维颜色图或三维颜色图中的颜色值。颜色图在空间上对应于心肌,这是因为颜色图出现在其中计算应变值的图像帧中。颜色图能够被显示为针对其中计算应变值的心脏周期的应变的静态颜色图。

[0022] 根据本发明的原理,将应变颜色图存储在应变颜色映射处理器40中,并且在随后的的心脏周期中采集帧。优选地,在心脏周期的已知阶段处采集与心脏的ECG信号的R波相关的每个心脏周期的帧。众所周知,生理电极26在扫描期间被附接到患者的身体以产生ECG波形,并且因此图像帧采集时间计定能够基于对ECG信号的R波的时间计定。当产生随后的心脏信号的R波时,它触发应变颜色映射处理器40以将颜色图耦合到颜色图变形器42。颜色图变形器接收在新的的心脏周期期间产生的图像帧,并且还可以任选地从斑点跟踪器32接收关于新图像中的被跟踪的斑点的空间信息。然后,颜色图变形器将来自先前的心脏周期的颜色图变形或适配到新的的心脏周期的心脏图像。颜色图因此在空间上被对准到新的图像帧中的心肌,经变形的颜色图和新的图像帧被耦合到显示处理器,其中,颜色图被应用为在图像帧上的颜色叠加。然后,将新的图像帧及其经变形的颜色图的颜色叠加显示在显示器50上。

[0023] 当接收到新的的心脏周期的连续图像帧时,它们被耦合到颜色图变形器42,并且在先前的的心脏周期期间产生的颜色图被变形或适配到每幅图像中的心肌。因此,心肌应变的颜色图被适配在新的的心脏周期的每幅图像中的心肌的边界内。然后,将每个经变形的颜色图显示为重叠在新的的心脏周期的每个连续的心脏图像帧上的颜色叠加。因此,新的的心脏周期的图像帧的实时显示包括经适配的应变颜色叠加,所述经适配的应变颜色叠加由此显示心肌的应变特性的动态实时图像序列。

[0024] 任选地,新的的心脏周期的每个新图像帧的被跟踪的斑点值可由颜色图变形器42用于将颜色图的应变值适配到每个新图像帧中的对应的斑点位置。不是整体变形颜色图,而是连续地重新定位颜色图的应变值,以使其与其在每个新图像帧中的变化的对应的斑点位置相匹配。

[0025] 在该显示方法正在进行的同时,超声系统的元件32-40正在计算新的的心脏周期的应变值,使得针对新的的心脏周期产生新的颜色图。然后将新的颜色图用作针对后续心脏周期的新的变形颜色叠加。

[0026] 图2图示了在心脏收缩期间心肌的个体点如何移动,以及这种移动如何在超声图像中显现出来。图2a)示出了心肌中的三个点 My_A 、 My_B 和 My_C ,它们在心脏收缩期间沿着各自的路径A、B和C移动。在初始时段(在该范例中为连续的图像帧之间的时间)之后,心肌中的点已经沿着路径A、B和C收缩到如图2b)所示的位置。在下一帧间时间段之后,心肌点进一步移动到图2c)所示的位置。该移动的持续运动现在通过超声成像而被捕捉,但是仅采集图像帧时的心肌点位置。因此,如图2d)所示,由超声成像捕捉到的运动是连续的直线位移60。当在更大的心肌收缩背景中描绘时,该位移将如图3所示出现。该图示出了心肌的短轴视图,其中通过心脏的心肌切片看起来像圆环。在图2a)中的心肌点的起始点处,这些点被排列成如图3左侧所示。在心脏收缩之后,所述点向内移动,并且如图3右侧所示那样靠近在一起。在典型的健康心脏中,能够预期心肌的点在心脏的收缩阶段移动20%而更靠近在一起。每个心肌点的这种位移由超声系统中的拉格朗日积分和应变计算之后的单个值来表示。然后,将得到的应变值使用在应变值的空间布置的颜色图中。

[0027] 在某些方面中,本发明包括产生实时超声应变图像的方法。所述方法能够包括采集回波图像数据的帧,根据回波图像数据来估计所采集的帧之间的组织位移,根据位移来计算应变值,形成应变值的颜色图,采集回波图像数据的额外帧,将颜色图变形到额外帧,结合通过将颜色图变形到额外帧而生成的经变形的颜色图来显示额外帧。

[0028] 在一些方面中,采集回波图像数据的帧能够包括采集心脏的图像帧。估计组织位移能够包括执行斑点跟踪。斑点跟踪能够包括通过互相关来估计位移,并执行对位移的拉格朗日积分。在某些实施例中,所述方法能够包括采集患者ECG波形,并且采集与对ECG波形的时间计定相关的回波图像数据的帧。

[0029] 对颜色图进行变形能够包括在额外帧中的每个帧中将颜色图适配到心肌的边界。对颜色图进行变形能够包括将颜色图适配到额外帧中的每个帧中的斑点图案。

[0030] 在图4的流程图中描绘了本发明的方法。第一步骤102是要采集高帧率回波数据。图像帧的帧率越高,心肌中的点的位移增量越小(参见图2d)。优选地,以100Hz或更大的速率采集图像帧。当使用经受心肌点移动到图像平面之外的2D图像时,更高的帧率将提供改善的性能。更高的帧率将有助于确保心肌点在离开图像平面之前至少被采样两次,从而使得能够对该点做出应变估计。接下来,通过由在104处的互相关估计图像帧中的特征(例如,斑点)的位移来开始斑点跟踪。在步骤106中,执行对位移的拉格朗日积分。在步骤106中,将应变计算为位移的空间导数。然后在步骤108中,将应变值用于形成颜色图。

[0031] 在步骤110中,采集下一心跳的图像帧。然后对颜色图进行变形以适配在下一心跳的图像帧中的心肌,并在新的图像中将颜色图显示为心肌上的颜色叠加。变形和叠加过程在下一心跳期间继续,同时,下一心跳的图像帧被处理以形成要被用作与后续心脏周期的图像帧的经变形的叠加的颜色图。

[0032] 应当理解,框图图示的每个框和框图图示中的框的组合以及在本文中公开的系统和方法的任何部分都能够由计算机程序指令来实施。可以将这些程序指令提供给处理器以产生机器,使得在处理器上运行的指令创建用于实施在框图中的一个或多个框中指定的动作或被描述用于在本文中公开的系统和方法的动作的模块。计算机程序指令可以由处理器运行以使处理器执行一系列操作步骤而产生计算机实施的过程。计算机程序指令还可以使操作步骤中的至少一些被并行执行。此外,步骤中的一些也可以跨越多于一个处理器而被执行,例如可能在多处理器计算机系统中出现。额外地,一个或多个过程也可以与其他过程同时执行,或者甚至以与所图示的顺序不同的顺序来执行,而不脱离本发明的范围或精神。

[0033] 计算机程序指令能够被存储在任何合适的计算机可读硬件介质上,包括但不限于RAM、ROM、EEPROM、闪速存储器或其他存储技术、CD-ROM、数字通用盘(DVD)或其他光学存储设备、磁带盒、磁带、磁盘存储设备或其他磁性存储设备,或者能够用于存储期望的信息并且能够由计算设备访问的任何其它介质。处理器能够包括诸如微处理器、现场可编程门阵列(FPGA)、集成电路等的硬件。

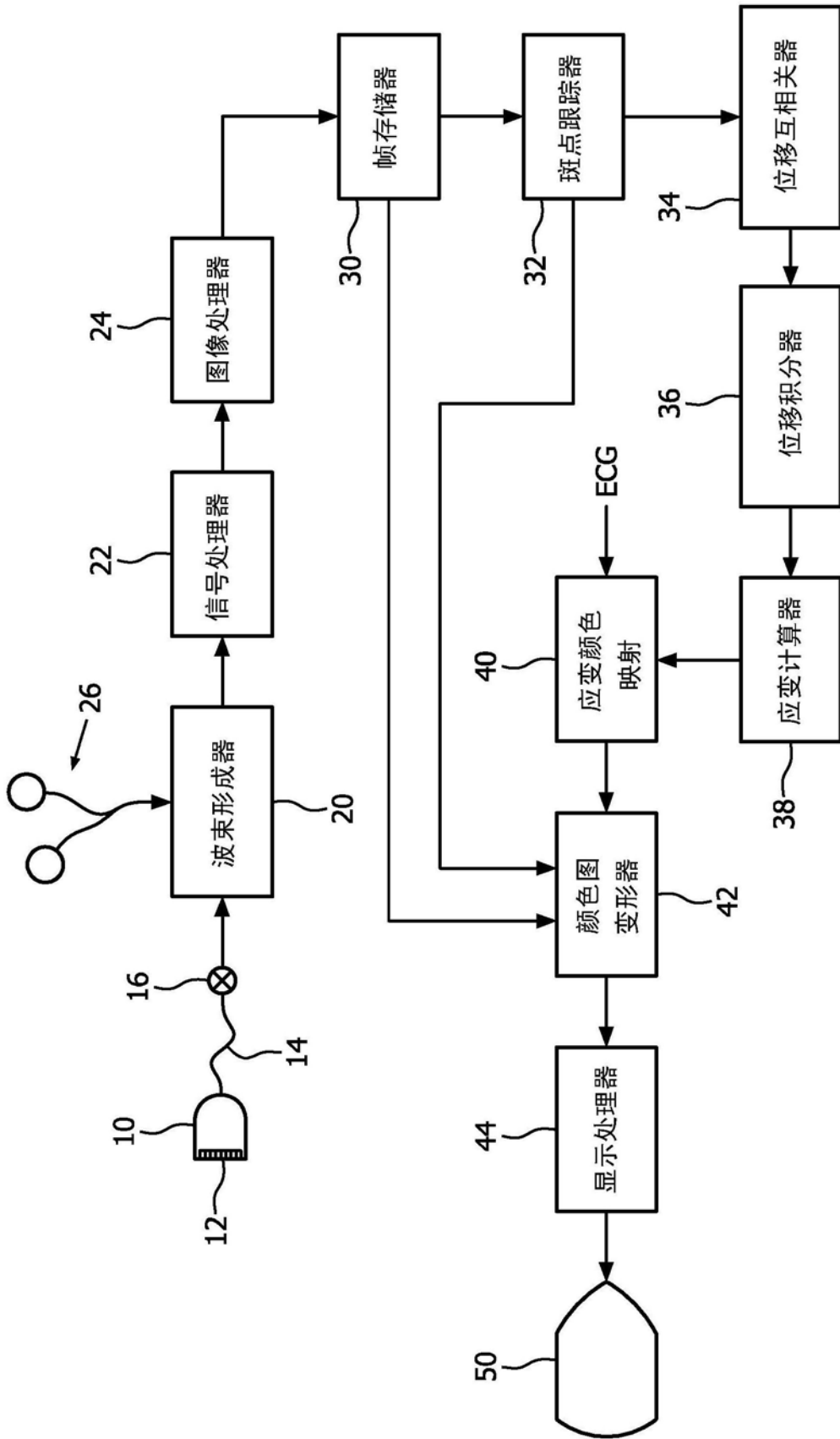
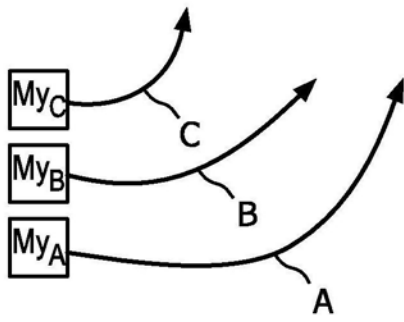
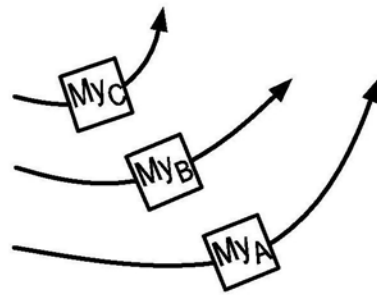


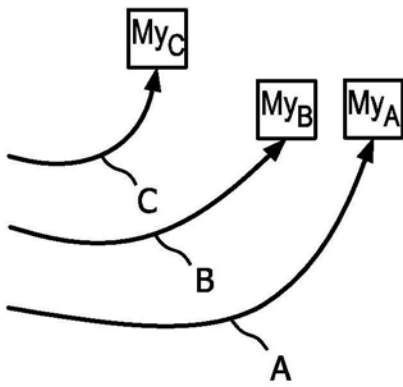
图1



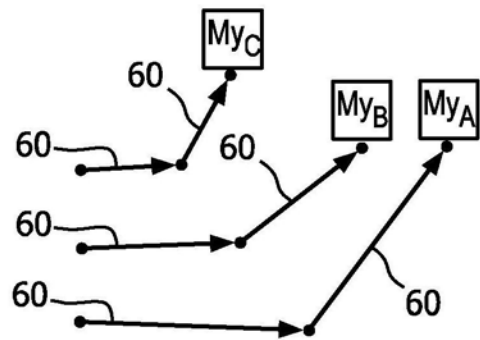
a)



b)



c)



d)

图2

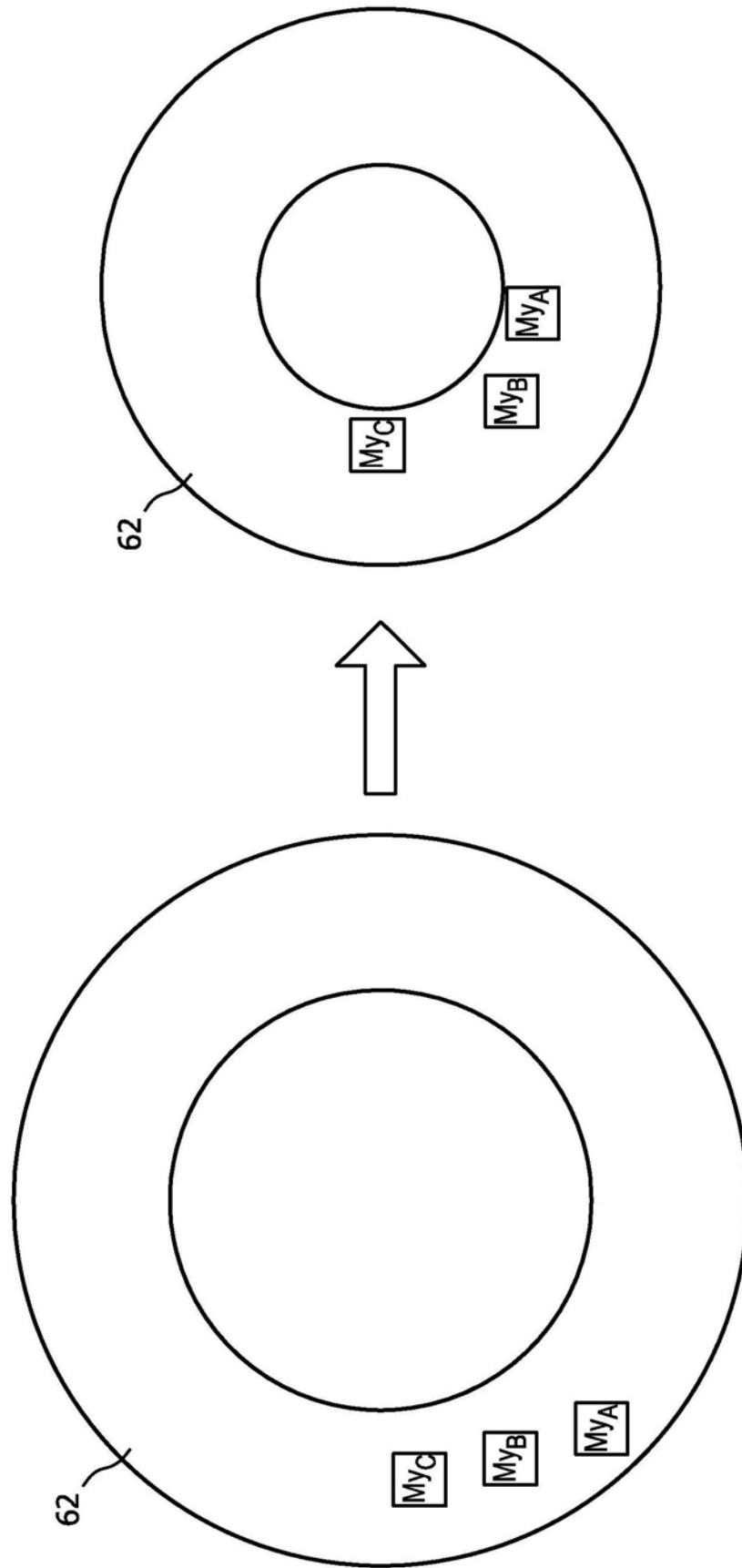


图3

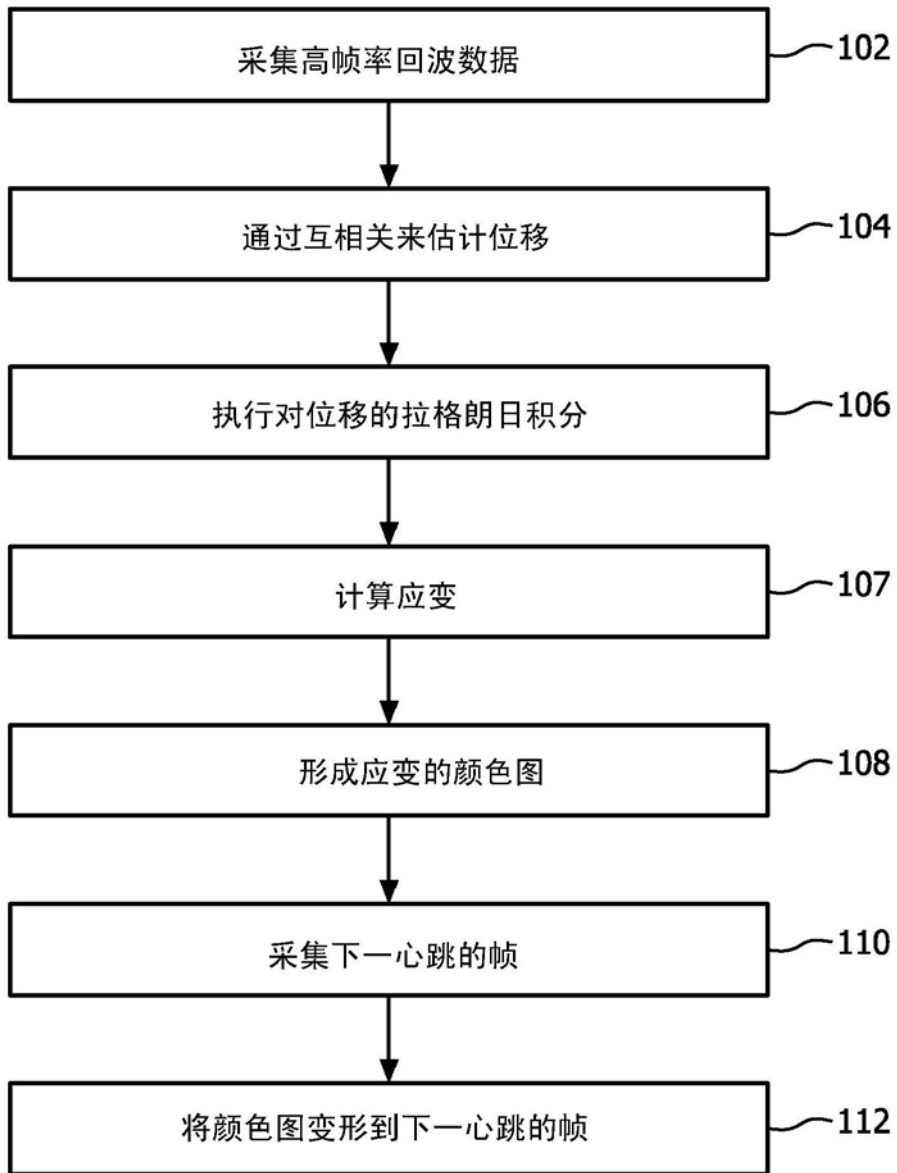


图4

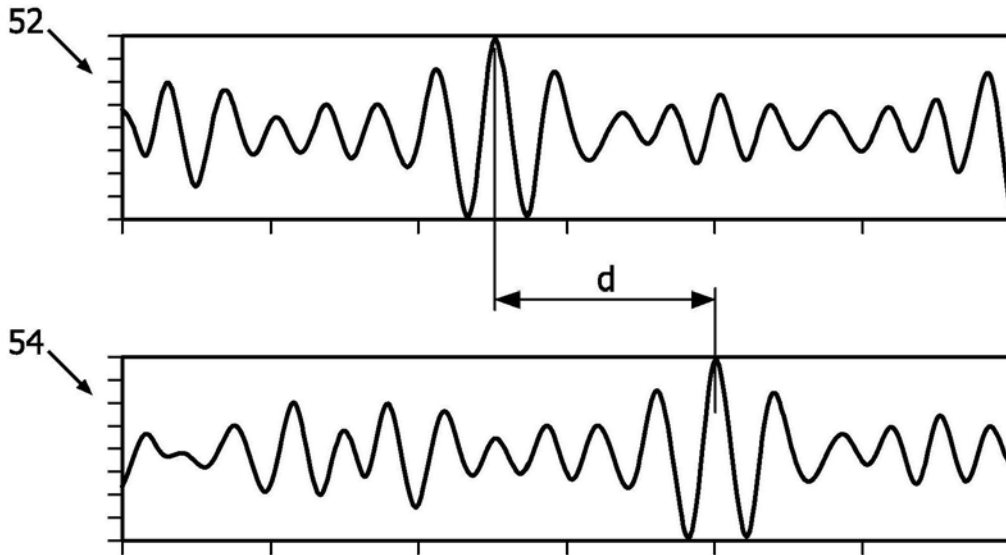


图5

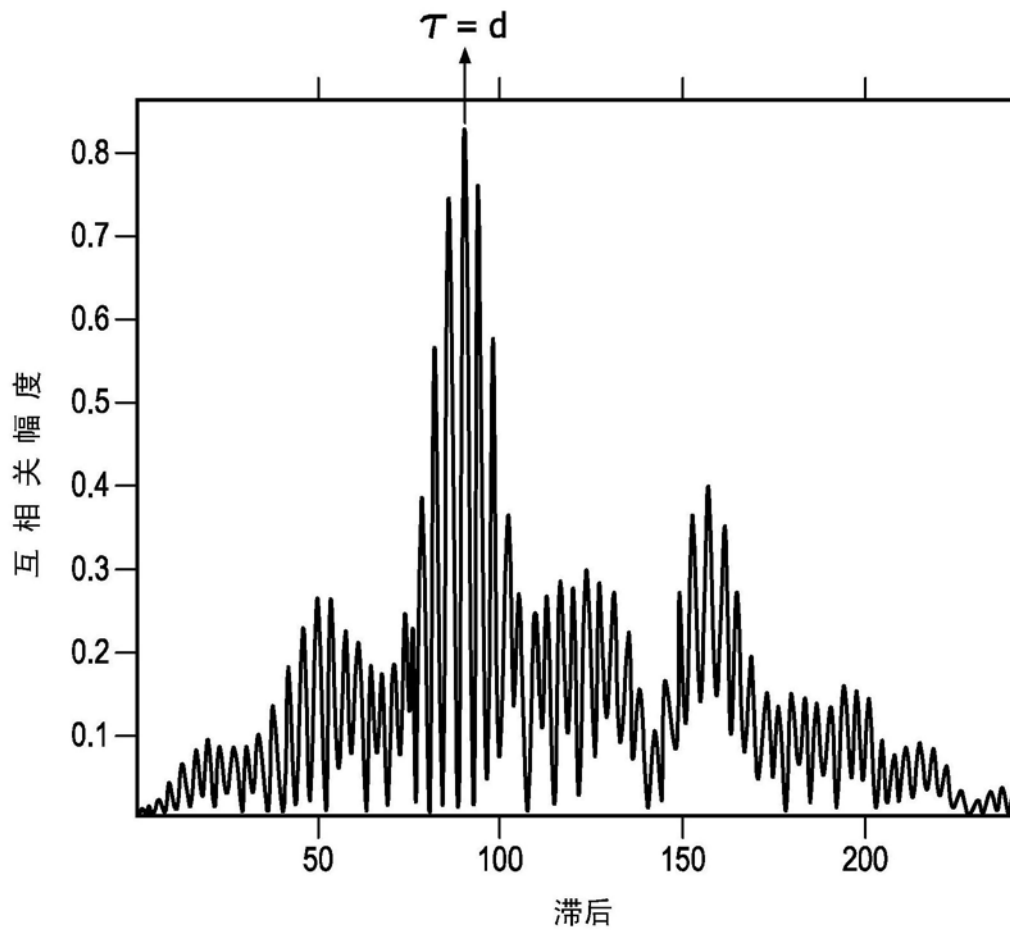


图6

专利名称(译)	通过实时超声应变成像对心肌梗塞的评估		
公开(公告)号	CN107205725B	公开(公告)日	2020-06-30
申请号	CN201680007678.X	申请日	2016-01-22
[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	AV帕蒂尔 A英格尔 KE蒂勒		
发明人	A·V·帕蒂尔 A·英格尔 K·E·蒂勒		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00		
代理人(译)	王英		
优先权	62/109209 2015-01-29 US		
其他公开文献	CN107205725A		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

通过采集心脏图像帧的序列并估计在心脏周期上心肌中的位移来提供实时应变成像。可以使用斑点跟踪来估计位移，并且将位移用于计算所述心肌上的应变。颜色图包括应变值。在下一心脏周期期间，对所述颜色图进行变形以适配每个图像帧中的所述心肌，并且在实时显示经变形的颜色图时将所述经变形的颜色图显示为新的心脏周期的每幅图像的所述心肌上的颜色叠加。在所述新的心脏周期上还产生新的颜色图，以供与后续的心脏周期一起使用。还描述了执行实时应变成像的超声系统。

