



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107072638 A

(43)申请公布日 2017.08.18

(21)申请号 201580058482.9

(22)申请日 2015.10.21

(30)优先权数据

14306703.1 2014.10.27 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.04.27

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2015/074397 2015.10.21

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/066497 EN 2016.05.06

(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 N·F·维兰 P·阿兰

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

G01S 7/52(2006.01)

G01S 15/89(2006.01)

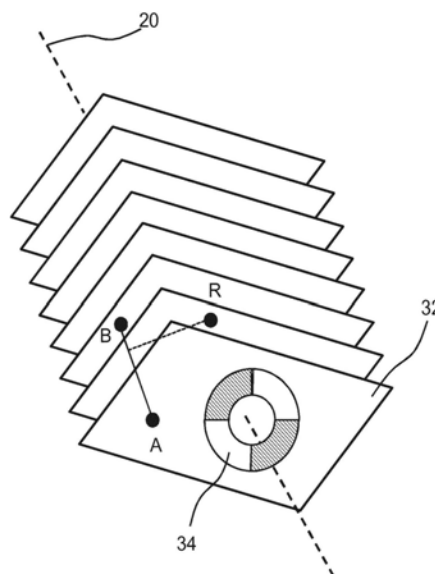
权利要求书2页 说明书10页 附图10页

## (54)发明名称

对超声图像的序列进行可视化的方法、计算机程序产品和超声系统

## (57)摘要

公开了一种对运动中的目标(10)的3D超声图像的序列进行可视化的方法(100),其中,所述运动是包括来自多个来源的运动分量的复杂运动,所述方法包括:采集(120)所述3D超声图像的序列;提供(130)运动跟踪模型,所述运动跟踪模型针对所述复杂运动的贡献进行建模,所述贡献源于所述运动分量的子集;根据所述第一3D超声图像和所述第二3D超声图像确定(150)所述复杂运动;并且对所述运动跟踪模型对所述目标的所述复杂运动的贡献进行可视化(160),以便获得对所述复杂运动的运动分解可视化。还公开了一种用于在超声系统上实现这样的方法的计算机程序产品和一种包括这样的计算机程序产品的超声系统。



1. 一种对运动中的目标(10)的3D超声图像的序列进行可视化的方法(100),其中,所述运动是包括来自多个来源的运动分量的复杂运动,所述方法包括:

采集(120)所述3D超声图像的序列,所述序列包括在第一时间点处采集的第一3D超声图像和在第二时间点处采集的第二3D超声图像;

提供(130)运动跟踪模型,所述运动跟踪模型针对所述复杂运动的贡献进行建模,所述贡献源于所述运动分量的子集;

根据所述第一3D超声图像和所述第二3D超声图像确定(150)所述复杂运动;并且

对所述运动跟踪模型对所述目标的所述复杂运动的贡献进行可视化(160),以便获得对所述复杂运动的运动分解可视化。

2. 根据权利要求1所述的方法(100),其中,所述3D超声图像能够被分解为多个切片,每个切片描绘所述目标(10)的不同段(32),其中,所述运动跟踪模型包括参考旋转(R),并且其中,所述可视化包括对所述目标的所述段相对于所述参考旋转的旋转进行可视化。

3. 根据权利要求2所述的方法(100),其中,所述参考旋转(R)与所述段(32)中的一个段相关联。

4. 根据权利要求1-3中的任一项所述的方法(100),其中,提供(130)所述运动跟踪模型包括:

在所述第一时间点处采集的所述第一3D超声图像中选择第一点(A)和第二点(B),以定义所述第一3D超声图像中的参考轴(A-B),并且在所述第一3D超声图像中选择第三点(C)以用于跟踪围绕所述参考轴的旋转(R);

通过将在所述第二时间点处采集的所述第二3D超声图像与所述第一3D超声图像进行比较来跟踪所述第一点、所述第二点和所述第三点的运动;并且

根据所述第一点、所述第二点和所述第三点的所述跟踪到的运动来定义所述运动跟踪模型。

5. 根据权利要求1-3中的任一项所述的方法(100),其中,提供(130)所述运动跟踪模型包括提供预定义的运动跟踪模型。

6. 根据权利要求5所述的方法(100),其中,所述预定义的运动跟踪模型包括平移分量和沿着中心轴的多个旋转分量,所述旋转分量对所述目标沿着所述中心轴的不同区域的旋转进行建模。

7. 根据权利要求1-6中的任一项所述的方法(100),其中,所述可视化(160)包括:

从所述复杂运动中减去所述运动跟踪模型;并且

显示相减结果以获得对所述复杂运动的所述运动分解可视化。

8. 根据权利要求1-6中的任一项所述的方法(100),其中,所述可视化(160)包括:

显示所述复杂运动;并且

将对所述运动跟踪模型的代表显示为所述显示的复杂运动上的叠加。

9. 根据权利要求1-8中的任一项所述的方法(100),其中,所述可视化是在短轴视图对心脏的左心室的B模式可视化,所述可视化基于对心肌的经分割的图形表示。

10. 根据权利要求9所述的方法(100),其中,提供(130)所述运动跟踪模型的步骤包括在图形用户接口上选择运动跟踪模型。

11. 根据权利要求10所述的方法(100),还包括:

在所述可视化之后在所述图形用户接口上调节(170)所述运动跟踪模型;并且对经调节的运动跟踪模型对所述目标的所述复杂运动的贡献进行可视化(160),以便获得对所述复杂运动的经调节的运动分解可视化。

12. 一种包括计算机可读介质的计算机程序产品,所述计算机可读介质包括计算机程序代码,当在超声系统的处理器上运行时,所述计算机程序代码实现根据权利要求1-11中的任一项所述的方法(100)。

13. 一种超声系统(400),包括:

根据权利要求12所述的计算机程序产品;

探头(410),其用于发射超声波并收集响应于所发射的超声波的超声回波的序列;以及处理器(485、490),其用于根据收集到的超声回波来生成超声图像,其中,所述处理器适于运行所述计算机程序代码。

14. 根据权利要求13所述的超声系统(400),还包括用于显示对所述复杂运动的所述运动分解可视化的工作站,所述处理器(490)适于控制所述工作站。

15. 根据权利要求14所述的超声系统(400),还包括用于在所述工作站上定义和/或调节所述运动跟踪模型的图形用户接口。

## 对超声图像的序列进行可视化的方法、计算机程序产品和超声系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种对运动中的目标的超声图像的序列进行可视化的方法,其中,所述运动是包括来自多个来源的运动分量的复杂运动。

[0002] 本发明还涉及一种用于实现这样的方法的计算机程序产品。

[0003] 本发明又涉及一种用于运行这样的计算机程序产品的超声系统。

### 背景技术

[0004] 3D超声成像技术的出现已经使超声成像变为强大的诊断工具,这是因为这样的技术以其他诊断工具(例如MRI)的成本的一部分提供了对被调查的对象的解剖结构的强大的可视化工具。超声成像的具体的强大方面是捕捉组织运动的能力,这能够帮助临床医生对被调查的对象进行诊断评估。

[0005] 超声成像中使用的最常见的可视化模式是2D图像,也被称为B模式。3D超声成像技术的出现尚未改变这一点,因为3D可视化更难以实现和解译,并且最有价值的信息是从内部组织检索到的,使得B模式中的切平面或切片允许比3D视图更直观的对感兴趣信息的恢复。由于超声成像技术能够实时产生图像或能够记录运动中的解剖结构目标的时间序列,因而还能够从这样的目标的组织运动中提取重要信息。在这样的场景中,可视化可以简单地包括描画表示组织的感兴趣部分的线随时间的变化;该可视化模式还被称为M模式。然而,由于探头运动、解剖结构运动或这两者,固定在探头的参考系中的平面或线通常不被固定在感兴趣的解剖结构目标的参考系中。

[0006] US 2007/0269092 A1公开了一种超声诊断成像系统和方法,其中,在整个与感兴趣的解剖结构区域有关的生理周期中采集关于所述感兴趣的解剖结构区域的体积数据,建立体积数据的3D视图,在整个的上述生理周期中在体积内(在空间和/或时间上)对感兴趣结构的运动进行分析,并且该运动被用于移动如呈现给用户的感兴趣结构的3D视图,使得其跟踪感兴趣结构并且将其保持在3D视图的中央。这例如对于补偿感兴趣结构的视图平面之外的移动是有用的,由此提供对结构的感兴趣区域的稳定视图。

[0007] 然而,感兴趣结构的运动常常是复杂的运动,其中,来自不同的来源的不同的运动分量组合以产生感兴趣结构的总体运动。例如,当对心脏进行成像时,3D图像序列中的总体运动可以具有多个来源,例如探头运动、呼吸运动和血液泵送运动(即心肌活动),所述血液泵送运动本身是在心脏的纵向方向和径向方向二者上的扭转和压缩的复杂组合。在这样的情况下,运动稳定可能不足以给临床医生提供相关运动的清晰图像。

[0008] 例如,诸如心脏病专家的临床医生可能对心脏的左心室的短轴视图中的心肌的运动感兴趣。在图1中示意性地描绘了心脏10。在医学界中,心脏运动通常通过简单运动(包括围绕心脏10的主(长)轴20的旋转)的组合而被建模。在正常心脏中,扭转和解扭运动围绕长轴20出现,以作为心脏10的基底区域与顶端区域之间的不同旋转速度和幅度的结果。这在Gerald Buckberg等人的“Cardiac Mechanics Revisited:The Relationship of Cardiac

Architecture to Ventricular Function”, Circulation, 2008年; 118: 第2571-2587页中被更详细地解释; 具体参见第2573页。对应于在心动周期中的给定时间点处在隔膜与二尖瓣环之间的中间距离处的短轴视图, 临床医生可以选择2D视图平面30或多平面重建视图, 并且播放全心脏周期序列。该2D视图中显示的明显的运动不是心肌的靶向部分的运动, 这是因为心脏10的平面外移动将靶向部分拖出了视图。

[0009] EP 2397076 A1公开了一种医学图像处理设备, 包括: 图像采集单元, 其采集包括移动器官的三维图像数据; 图像显示单元, 其将三维图像数据显示为三维图像; 待测量目标设定单元, 其将期望的待测量目标设定在图像显示单元所显示的三维图像上; 诊断指标计算单元, 其计算针对期望的待测量的目标的每个时期中三维图像数据的位移的量并且基于每个时期中计算出的位移的量来计算诊断指标; 以及控制单元, 其执行控制以将诊断指标显示在图像显示单元上。

[0010] 因此, 使2D视图跟随该平面外运动是期望的。然而, 稳定技术不能够被用于该目的, 因为这样的技术将完全补偿靶向组织的运动(即包括刚性平移、扭转和收缩分量的复杂运动), 使得临床医生将根本看不到任何运动。另一方面, 某种形式的运动补偿是期望的; 由于心脏10的全局运动, 在这样的区域的正常的与异常的扭转/解扭之间进行区分可能是非常困难的。在这些运动是心脏10的左心室功能的关键指标的情况下, 这是有问题的。

[0011] 在图2-4中示意性地描绘了这样的全局运动的问题。图2示意性地描绘了在3D成像序列中的要被可视化的目标(例如心脏), 所述目标包括多个感兴趣区域32, 例如沿着长轴20取向的心脏的顶端区域和基底区域, 其中, 在这样的感兴趣区域内, 可以存在感兴趣特征34, 例如单个区域内的心肌的不同段。图2示意性地描绘了如在时间点 $t_1$ 处在3D成像序列中捕捉到的目标。图3示意性地描绘了如在时间点 $t_2$ 处在3D成像序列中捕捉到的目标。通过比较图2和图3明显看出, 感兴趣目标已经经历了这样的复杂运动, 其中目标作为整体已经移位并旋转, 其中, 感兴趣区域32额外地已经相对于彼此旋转, 并且其中, 区域32内的特征34还已经相对于区域32的其他部分移动。

[0012] 因此, 当被研究的目标的运动被可视化时, 对于临床医生而言难以根据可视化的运动绘制出有意义的结论。例如, 可以使用众所周知的American Heart Association的对左心室的心肌分割可视化模型来对左心室运动进行可视化, 所述模型最先在Circulation, 2002年, 105, 第539-542页中公布。在图4中示意性地描绘了这样的短轴可视化, 其以从包括分别在 $t=t_1$ 处和 $t=t_2$ 处捕捉到的3D图像的3D超声图像序列导出的这样的经分割可视化描绘了左心室的基底平面41和顶端平面42。

[0013] 如从根据对这些经分割的可视化的比较中可以看到, 基底平面41和顶端平面42二者中的心肌都从 $t_1$ 到 $t_2$ 都已经分别经受旋转角度 $\theta_a$ 和 $\theta_b$ , 但是由于该旋转是由多个旋转分量组成的复杂旋转, 因而临床医生不可能确定在基础平面41与顶端平面42之间是否存在源于心脏扭转的旋转差异。换言之, 这些可视化不允许临床医生容易地在这样的区域的正常的与异常的扭转/解扭之间进行区分。

## 发明内容

[0014] 本发明旨在提供一种对超声图像的序列进行可视化的方法, 在所述可视化中能够分解这样的复杂运动。

[0015] 本发明还旨在提供一种包括计算机可读介质的计算机程序产品,所述计算机可读介质含有计算机程序代码,当在超声系统的处理器上运行时,所述计算机程序代码用于实现这样的方法。

[0016] 本发明又旨在提供一种包括这样的计算机程序产品的超声系统。

[0017] 根据第一方面,提供了一种对运动中的目标的3D超声图像的序列进行可视化的方法,其中,所述运动是包括来自多个来源的运动分量的复杂运动,所述方法包括:采集所述3D超声图像的序列,所述序列包括在第一时间点处采集的第一3D超声图像和在第二时间点处采集的第二3D超声图像;提供运动跟踪模型,所述运动跟踪模型针对所述复杂运动的贡献进行建模,所述贡献源于所述运动分量的子集;根据所述第一3D超声图像和所述第二3D超声图像确定所述复杂运动;并且对所述运动跟踪模型对所述目标的所述复杂运动的贡献进行可视化,以便获得对所述复杂运动的运动分解可视化。所述复杂运动例如由平移运动分量和旋转运动分量形成。

[0018] 通过提供对诸如心脏的运动中的目标在所述序列期间经受的所述复杂运动的一部分进行跟踪或建模的运动跟踪模型,可以对所述复杂运动进行分解,使得在可视化中,所述运动跟踪模型的所述贡献对于评估可视化运动的用户变得明显。这样的分解可以促进诸如临床医生(例如心脏病专家)的用户更容易地实现诊断相关的结论。可以对所述复杂运动进行分解,使得平移运动分量和旋转运动分量对于用户变得明显。

[0019] 在实施例中,所述3D超声图像能够被分解为多个切片,每个切片描绘所述目标的不同段,其中,所述运动跟踪模型包括参考旋转,并且其中,所述可视化包括对所述目标的所述段相对于所述参考旋转的旋转进行可视化。在这样的切片(例如心脏的短轴视图)中描绘的所述复杂旋转可以以这样的方式被分解,例如通过提供对全局旋转进行跟踪或模拟的运动跟踪模型,使得这些段如何相对于彼此旋转变得更明显,这将帮助用户确定例如心肌的扭转/解扭的相对旋转是否异常。

[0020] 所述参考旋转可以与所述段中的一个段相关联。例如,所述参考旋转可以表示该段的全局旋转分量以及正常的局部旋转分量,使得对该段的运动分解可视化将与所述段的期望的局部旋转的偏离可视化,其中,对所述段中的剩余部分的旋转的运动分解的可视化描绘了相对于所述参考旋转相关联的段的期望的正常旋转的旋转。

[0021] 在实施例中,所述运动跟踪模型可以由用户定义,例如使用图形用户接口。在该实施例中,提供所述运动跟踪模型可以包括:在所述第一时间点处采集的所述第一3D超声图像中选择第一点和第二点以定义所述第一3D超声图像中的参考轴;以及在所述第一3D超声图像中选择第三点以用于跟踪围绕所述参考轴的旋转;通过将在所述第二时间点处采集的所述第二3D超声图像与所述第一3D超声图像进行比较来跟踪所述第一点、所述第二点和所述第三点的运动;以及根据所述第一点、所述第二点和所述第三点的所述跟踪到的运动来定义所述运动跟踪模型。例如,这促进了对针对运动中的目标的所述第三点被定位其中的段的参考旋转的定义,使得可以针对其他段对相对于该参考旋转的旋转进行可视化。而且,在这样的参考旋转描绘全局旋转的情况下,可以更清楚地对在包含所述第三点的所述段的内部的运动(例如局部收缩等)进行可视化。

[0022] 备选地,提供所述运动跟踪模型可以包括提供预定义的运动跟踪模型,例如,对运动中的目标的全局运动进行近似的跟踪模型。

[0023] 在实施例中,所述预定义的运动跟踪模型包括平移分量和沿着中心轴的多个旋转分量,所述旋转分量对所述目标沿着所述中心轴的不同区域的旋转进行建模。例如,这可以在分解心脏的复杂运动时使用,其中,不同的旋转分量模拟心动周期期间心脏的正常扭转/解扭。在对心脏运动的运动分解可视化中对这样的模型的使用立即地突出显示这样的运动是否偏离正常行为。

[0024] 所述可视化可以包括:从所述复杂运动中减去所述运动跟踪模型;并且显示相减结果以获得对所述复杂运动的所述运动分解可视化。这具有以下优势:向用户呈现对分解结果的可视化,这可以允许用户以更直接的方式得到临床相关的结论。

[0025] 备选地,所述可视化可以包括:显示所述复杂运动;并且将对所述运动跟踪模型的表现显示为所述显示的复杂运动上的叠加。这例如允许用户容易地针对被研究的目标的具体段在由所述运动跟踪模型建模的运动分量与总体运动之间进行区分。

[0026] 在实施例中,所述可视化是在短轴视图中心脏的左心室的B模式可视化,所述可视化基于对心肌的经分割的图形表示。这样的表示具有以下优势:用户可以通过所述可视化中的对心肌的所述图形表示容易地确定扭转/解扭的量。

[0027] 提供所述运动跟踪模型的步骤可以包括在图形用户接口上选择运动跟踪模型,例如通过从这样的运动跟踪模型的库中选择预定义的运动跟踪模型或者通过如先前所解释地定义要在所述3D超声图像的序列中跟踪的点来选择。

[0028] 在实施例中,所述方法还包括:在所述可视化之后在所述图形用户接口上调节所述运动跟踪模型;并且对经调节的运动跟踪模型对所述目标的所述复杂运动的贡献进行可视化,以便获得对所述复杂运动的经调节的运动分解可视化。这允许用户通过对所述运动跟踪模型对总体复杂运动的贡献进行缩放来交互性地将运动分解应用到所述3D超声图像的序列,从而对所述运动跟踪模型和运动分解进行微调,这可以帮助用户更好地理解对被研究的目标的总体复杂运动的各项贡献的分解。

[0029] 根据另一方面,提供了一种包括计算机可读介质的计算机程序产品,所述计算机可读介质包括计算机程序代码,当在超声系统的处理器上运行时,所述计算机程序代码用于实现根据以上实施例中的一个或多个所述的方法。这样的计算机程序产品帮助这样的超声系统的用户以更直接的方式评估3D超声图像的序列。

[0030] 根据又一方面,提供了一种超声系统,包括:前述的计算机程序产品;探头,其用于发射超声波并收集响应于所发射的超声波的超声回波的序列;以及处理器,其用于根据收集到的超声回波生成超声图像,其中,所述处理器适于运行所述计算机程序代码。这样的超声系统允许其用户以更直接的方式评估3D超声图像的序列。

[0031] 所述超声系统还可以包括用于显示对所述复杂运动的所述运动分解可视化的工作站,所述处理器适于控制所述工作站。

[0032] 所述超声系统还可以包括用于在所述工作站上定义和/或调节所述运动跟踪模型的图形用户接口。

## 附图说明

[0033] 参考附图并且通过非限制性的范例更详细地描述了本发明的实施例,其中:

[0034] 图1示意性地描绘了人类心脏的剖面图;

[0035] 图2和图3示意性地描绘了由3D超声图像的序列捕捉到的运动中的目标(例如人类心脏)的复杂运动;

[0036] 图4是使用经分割图形表示对这样的复杂运动的可视化;

[0037] 图5和图6示意性地描绘了根据实施例的对运动中的目标的运动分量的跟踪;

[0038] 图7示意性地描绘了基于如在图5和图6中所描绘的对运动分量的跟踪定义运动跟踪模型的方面;

[0039] 图8示意性地描绘了根据实施例的对3D超声图像序列中捕捉到的心脏运动的运动分解运动的可视化;

[0040] 图9示意性地描绘了根据另一实施例的对3D超声图像序列中捕捉到的心脏运动的运动分解运动的可视化;

[0041] 图10是根据实施例的方法的流程图;并且

[0042] 图11示意性地描绘了根据范例实施例的超声系统。

### 具体实施方式

[0043] 应当理解,附图仅是示意性的并且未按比例绘制。还应当理解,除非另外指明,否则在所有附图中相同的附图标记被用于指示相同或类似的部分。

[0044] 图5示意性地描绘了在第一时间点 $t=t_1$ 处的运动中的心脏的3D超声图像,其中,心脏示意性地由沿着长轴20的多个短轴切片32表示,其中,每个切片32描绘心脏沿着长轴20的不同切片。每个切片32可以包括感兴趣区域34,例如包括心肌的左心室视图,以用于对在心脏的3D超声图像序列期间的心肌行为进行评估。

[0045] 根据实施例,用户可以通过在 $t=t_1$ 处的3D超声图像中选择第一点A和第二点B来创建用户定义的运动跟踪模型,其中,点A和B定义超声图像中的参考轴,其可以被用于跟踪围绕该参考轴的旋转。为此,用户还可以定义位于切片32中的一个切片中的第三点C,其中,由此定义的参考系可以被用于在整个3D超声图像的序列上跟踪该参考系的运动。通过(例如由诸如心脏病专家的临床医生)对点A、B和C的已知的选择,这些点从 $t_1$ 到 $t_2$ 已经经受的运动可以被用作参考运动,即运动跟踪模型,其中,在被研究的目标内的运动可以被分解为相对于该参考运动的运动。

[0046] 在图6中示意性地描绘了要被跟踪的运动,其示意性地描绘了序列的在时间点 $t=t_2$ 处的第二3D超声图像,其中,与时间点 $t=t_1$ 相比,心脏已经经历了复杂的运动。可以在3D超声图像的序列中跟踪由点A、B和C定义的参考系已经经历的运动。

[0047] 图7示意性地描绘了由点A、B和C定义的参考系的跟踪到的运动。跟踪到的运动可以被看作从时间 $t_1$ 到 $t_2$ 跟随轴A-B的仿射变换T和围绕该轴的旋转R的模型的组合,其中,已经根据3D超声图像序列测量了T和R,其中,T是根据轴A-B的平移被测量的并且R是根据点C围绕轴A-B的旋转被测量的,从而组成要在对被研究的目标的复杂运动的运动分解中使用的运动跟踪模型。

[0048] 在其中3D超声图像序列捕捉运动中的心脏的实施例中,例如为了对扭转和解扭进行可视化的对心脏运动的特别有利的可视化是2D短轴视图(SA),即如在图1中所示的正交于心脏10的主轴20的平面30。例如,当使用前述的AHA的基于17段的心肌可视化模型时,获得特别直观的可视化,因为这促进了对SA平面(例如基底平面41和顶端平面42)的准确定

位。如本身所周知的,这样的2D短轴视图可以以任何适合的方式被传递到这样的经分割可视化模型中。例如,可以在第一3D图像的各种短轴视图中识别各AHA段,并且与能够使用可用的跟踪技术来跟踪的目标(例如组织部分)相关联,之后,可以通过跟踪相关联的目标来在3D图像序列中跟踪由此相关联的段。如之前借助于图4解释的,当评估以这种经分割模型来可视化的复杂运动时,清楚的是,基底平面41和顶端平面42二者都经历了旋转,但是实际上不可能确定该旋转是否比这些平面在时间间隔 $t_1-t_2$ 期间的正常旋转更多或更少。

[0049] 在实施例中,可以通过从在3D超声图像序列中捕捉到的总体运动中减去运动跟踪模型来对所选择的可视化(通过非限制性范例,这里是经分割可视化)进行适配,以便获得其中仅总体(复杂)运动的一部分被可视化的运动分解可视化。使用先前所描绘的图4中的范例,可以获得如在图8中示意性地描绘的运动分解可视化。通过从总体运动中减去运动跟踪模型的贡献,具体是分别对运动跟踪明显根据总体旋转的旋转分量 $\theta_b$ 和 $\theta_a$ 分别进行建模的旋转分量 $R(t_1 \rightarrow t_2)$ ,立即变得清楚的是,针对基底平面41的剩余旋转分量与顶端平面42相比较大。这说明了对于这样的运动跟踪模型的使用可以帮助用户获得对经分解的运动分量(例如感兴趣的运动分量,例如诊断相关运动分量)的更直接的可视化。

[0050] 在备选的实施例中,可以通过将运动跟踪模型叠加到在3D超声图像序列中捕捉到的总体运动上来对所选择的可视化(通过非限制性范例,这里是经分割可视化)进行适配,以便获得其中运动跟踪模型对总体(复杂)运动的贡献被可视化的运动分解可视化。在图9中示意性地对此进行了描绘,其中,在 $t=t_2$ 处的解剖结构模型表示中的虚线描绘运动跟踪模型的旋转分量 $R(t_1 \rightarrow t_2)$ 对总体可视化旋转的贡献。除了清楚地说明针对基底平面41的剩余旋转分量与顶端平面42相比较大之外,这还将跟踪到的运动对在3D超声图像序列中捕捉到的总体运动的贡献可视化。

[0051] 在此应注意到,用户定义的运动跟踪模型特别适于对被研究的目标(例如心脏)的另外的部分相对于目标的特定部分(尤其是包含用户选择的点C的目标的段,其可以被认为是参考段)的跟踪到的旋转的旋转进行可视化。如技术人员将理解的,当将运动跟踪模型应用到参考段的复杂运动时,该参考段将表现为固定段,在所述固定段中仅相对于跟踪到的旋转(例如被定位的组织旋转或收缩)的运动可以在运动分解视图被可视化。

[0052] 然而,由于被研究的目标的除参考段之外的段可能以与参考段不同的速度旋转,因此当将运动跟踪模型应用到跟踪到的总体运动以便获得感兴趣目标的运动分解可视化时,这样的速度差异(即相对旋转)将变得明显。换言之,运动跟踪模型可以被认为包括参考旋转,即跟踪到的旋转 $R(t_1 \rightarrow t_2)$ ,其中,运动分解可视化包括对所述目标的段相对于该参考旋转的旋转进行可视化。

[0053] 在此应注意到,运动跟踪模型不必是用户定义的。备选地,运动跟踪模型可以是使用周知的运动估计技术(例如组织跟踪、斑点跟踪等)根据3D超声图像的序列而自动生成的。由于这样的运动估计技术本身是周知的,因此仅出于简洁的目的,将不对其进行更详细的解释。在又一实施例中,可以提供先验运动跟踪模型,其例如可以是表示被研究的目标的正常运动(例如在这样的序列中的健康心脏的正常的或期望的运动)的模型。为了使这样的先验模型更现实,模型可以包括围绕中心轴的不同旋转分量,例如在模型表示正常心脏运动的情况下在沿着长轴20的不同位置处的旋转分量,以便反映心脏沿着长轴20的不同短轴段的不同程度的扭转/解扭。这样的先验模型可以被看作为心脏提供一组参考旋转速

度,其中,将模型应用到在整个序列上捕捉心脏的复杂运动的3D超声图像的实际序列可以针对心脏的具体段对旋转的期望程度的偏差进行突出显示。

[0054] 在实施例中,这样的先验的或预定义的运动跟踪模型可以与另外的跟踪模型组合使用,在所述另外的跟踪明显中例如平移运动(例如轴A-B的位移)被单独地补偿,使得先验运动跟踪模型可以仅基于一个或多个旋转分量并且可以在3D超声图像的序列中的感兴趣目标的平移运动已经被补偿之后被应用。

[0055] 在实施例中,运动跟踪模型可以是能缩放的。换言之,用户可以调节各分量(例如平移分量和旋转分量,例如图7所描绘的轴A-B的位移和围绕该轴的旋转R),使得用户能够交互地调节运动跟踪模型并根据经更新的运动跟踪模型来更新对3D超声图像序列的可视化。例如这允许用户通过调节运动跟踪模型来交互地将感兴趣目标的具体段选择为参考段,使得所选择的段在可视化中变得固定,使得用户可以评估感兴趣目标(例如心脏)的其他部分中相对于交互地选择的参考段的运动。

[0056] 用户可以以任何适合的方式对运动跟踪模型做出这样的调节。通过非限制性范例,可以提供允许用户做出期望的调节的图形用户接口,例如通过将运动跟踪模型的分量表示为图形用户接口中的刻度盘、滑动条等,其中,用户可以通过调节刻度盘、滑动条等来调节这些分量,所述调节触发生成基于对运动跟踪模型做出的调节的对被研究的目标的经更新的可视化。

[0057] 在以上描述中,已经仅通过非限制性范例并通过2D短轴视图中的可视化模式对本发明的各方面进行了解释。应当理解,本发明的教导可以适于任何适合的可视化模式,包括但不限于1-D可视化模式(M模式)、2D可视化模式(B模式)或3D可视化模式(体积绘制)。如先前所解释的,可以根据3D超声图像序列中的时间点人工地定义可视化模式,或者根据解剖结构模型或参考定义自动适配到实际序列的可视化模式,例如前述的2D短轴视图中的心脏的左心室的经分割可视化。

[0058] 总之,可以通过图10中所描绘的流程图来概述上文详细描述的可可视化方法100的各种实施例。方法100以步骤110开始,例如通过对用于捕捉运动中的感兴趣目标(例如心脏)的3D超声图像的序列的超声系统进行初始化。方法然后转到步骤120,其中,捕捉运动中的感兴趣目标的3D超声图像的序列。可以以如本身被技术人员所知的任何适合的方式来捕捉这样的序列。

[0059] 在步骤130中,提供运动跟踪模型。如先前更详细地解释的,例如这可以是用户定义的运动跟踪模型、自动生成的运动跟踪模型或先验(预定义)的运动跟踪模型,例如包括参考旋转的运动跟踪模型,使得对被研究的目标的复杂运动的后续运动分解可视化可以包括对所述目标的各段相对于所述参考旋转的旋转进行可视化。

[0060] 接着,在步骤140中,根据超声图像的3D序列导出要被可视化的目标的复杂运动;这本身是已知的并且仅出于简洁的目的而不更详细地解释。应注意到,虽然在方法100中在捕捉3D超声图像的序列之后并且在确定复杂运动之前执行对运动跟踪模型的提供,但是同样可行的是,例如当使用先验运动跟踪模型时,例如在步骤140中的确定复杂运动之后或在步骤120之前提供运动跟踪模型。在步骤150中,如先前所解释的,例如通过从总体运动中减去运动跟踪模型或通过对运动跟踪模型的可视化叠加在总体运动的上,将运动跟踪模型应用于3D超声图像的序列中捕捉到的总体运动,在其之后,在步骤160中,对步骤150的结果

进行可视化,例如在超声系统的车上或车下工作站的显示器上或在用于显示这样的可视化结果的任何其他显示器上进行显示。如先前所解释的,可以选择任何适合的可视化形式以用于该目的。

[0061] 在可选实施例中,方法100还包括步骤170,在步骤170中,如先前所解释的,用户可以决定调节运动跟踪模型,在这种情况下,方法可以返回到步骤150并且将经调节的运动跟踪模型应用到总体运动并且在步骤160中对结果进行可视化。如果步骤170不可用或者如果用户决定不需要对感兴趣的运动跟踪模型的另外的调节,则方法可以在步骤180中终止。

[0062] 图11示意性地描绘了可以根据本发明的可视化方法来使用的超声系统400的范例实施例。超声系统400可以是用于将实时3D心脏图像采集为2D断层摄影切片或体积图像数据的系统。在操作中,包括1D或2D阵列换能器412的探头或扫描头410发射超声波并且接收超声回波信号。该发射和接收是在波束形成器420的控制下执行的,所述波束形成器处理接收到的回波信号以形成相干波束或来自正被扫描的解剖结构的原始回波信号。来自波束形成器的回波信息然后由B模式处理器450、多普勒处理器440、以及造影信号处理器445(如果在成像期间使用了造影剂的话)处理。B模式处理器执行的功能包括但不限于滤波、频率和空间复合、谐波数据处理和本领域周知的其他B模式功能。多普勒处理器将常规多普勒处理应用到回波以产生速度信号和多普勒功率信号。当在被扫描的组织中存在造影剂时,造影剂处理器将特定的处理应用到所获得的回波信号。接着,取决于被成像的是2D断层摄影组织区域还是3D体积组织区域,经处理的数据被传递通过2D扫描转换器460或3D扫描转换器470。扫描转换器每个维度中利用适当的缩放将数据从扫描头采集波束所在的线性或极性几何结构转换为笛卡尔格式(x、y或x、y、z)。每个经扫描转换的图像或3D体积然后被放置在2D存储器465或3D体积存储器475中。取决于正被采集的数据的类型,存储器465模块存储最近的2D或3D数据中的值得的数据几秒直到几分钟。

[0063] 体积MPR切片显示处理器和3D绘制器480处理来自基于中央控制器430的3D体积存储器的体积数据和来自用户接口435的用户输入,以使用本领域中周知的方法从给定的视点提供一个或若干2D MPR切片图像和/或3D体积的体积绘制图像。基于来自中央控制器430的输入,显示处理器490从2D存储器465或体积MPR切片视图处理器获取2D图像并进行3D绘制,添加图形叠加和文本注释(例如患者信息)并且将组成的图像传递到显示器495上以用于呈现给操作者。中央控制器可以引导显示器处理将存储器中最新采集的数据显示为实时显示,或者其可以重放较旧的2D或3D体积数据的序列。

[0064] 体积MPR切片显示处理器和3D绘制器480以及显示处理器490中的至少一个可以适于运行体现根据本发明的实施例的方法的计算机程序代码。在实施例中,体积MPR切片显示处理器和3D绘制器480和显示处理器490协作以生成对(一个或多个)感兴趣图像的运动分解可视化。

[0065] 应当理解,超声系统400仅是可以被用于根据本发明的方法的实施例来采集3D超声图像的序列的超声系统的范例。超声系统400的确切实现方式与本发明不太相关,只要超声系统能够实现方法100。因此,技术人员将理解,可以使用任何适合的超声系统。

[0066] 本发明的各方面可以被实现为系统、方法或计算机程序产品。本发明的各方面可以采取实现现在一个或多个计算机可读介质中的计算机程序产品的形式,其具有实现现在其上用于当在适合的处理器(诸如超声系统的处理器)上被运行时实现根据本发明的各方面的

可视化方法的计算机可读程序代码。

[0067] 可以利用一个或多个计算机可读介质的任何组合。计算机可读介质可以是计算机可读信号介质或计算机可读存储介质。计算机可读存储介质可以是例如但不限于电子、磁性、光学、电磁、红外或半导体系统、装置、设备或前述内容的任何适合的组合。这样的系统、装置或设备可以通过任何适合的网络连接可访问的；例如，系统、装置或设备可以通过网络可访问的以用于通过网络检索计算机可读程序代码。这样的网络可以例如是因特网、移动通信网络等。计算机可读存储介质的更多特定范例（非详尽列表）可以包括以下各项：具有一个或多个接线的电气连接、便携式计算机磁盘、硬盘、随机存取存储器（RAM）、只读存储器（ROM）、可擦可编程只读存储器（EPROM或闪速存储器）、光纤、便携式光盘只读存储器（CDROM）、光存储设备、磁性存储设备或前述内容的任何适合的组合。在本文档的上下文中，计算机可读存储介质是可以包含或存储用于由指令执行系统、装置或设备或与其结合的程序的任何有形介质。

[0068] 计算机可读信号介质可以包括具有实现在其中例如基带内或作为载波的一部分的计算机可执行代码的传播数据信号。这样的传播信号可以采取各种形式中的任一种，包括但不限于电磁、光学或其任何适合的组合。计算机可读信号介质可以是任何计算机可读介质，其不是计算机可读存储介质并且其可以传递、传播或传输程序以由指令运行系统、装置或设备使用或与其结合。

[0069] 可以使用任何适当的介质来传送体现在计算机可读介质上的程序代码，包括但不限于无线、有线、光纤电缆、RF等等或前述的任何适合的组合。

[0070] 通过在适合的处理器上运行执行本发明的方法的计算机程序代码可以以一个或多个编程语言的组合书写，包括诸如Java、Smalltalk、C++等的面向目标编程语言和诸如“C”编程语言或类似编程语言的常规程序化编程语言。程序代码可以整个作为独立软件包在处理器上运行，或者可以部分地在处理器上和部分地在远程服务器上运行。在后者场景中，远程服务器可以通过任何类型的网络连接到处理器，包括局域网（LAN）或广域网（WAN），或者可以对外部计算机做出连接（例如，使用因特网服务提供商通过因特网）。

[0071] 以上参考根据本发明的实施例的方法、装置（系统）和计算机程序产品的流程图说明和/或框图描述了本发明的各方面。将理解到，流程图说明和/或框图中的每个方框以及流程图说明和/或框图中的方框的组合可以由计算机程序指令实现，所述指令整体或部分地在超声系统400的一个或多个处理器上运行，使得指令创建用于实现流程图和/或（一个或多个）框图方框中所指定的功能/行为的装置。这些计算机程序指令还可以被存储在可以引导系统400以特定的方式工作的计算机可读介质中。

[0072] 计算机程序指令可以被加载到一个或多个处理器上以使得在一个或多个处理器上执行一系列操作步骤，以产生计算机实现的过程，使得在一个或多个处理器上运行的指令提供用于在描绘运动跟踪和可视化结果的流程图和/或附图中所指定的功能/行为的过程。计算机程序产品可以形成超声系统400的一部分，例如可以被安装在超声系统400上。

[0073] 应当指出，以上提到的实施例说明而非限制本发明，并且本领域技术人员将能够在不脱离权利要求书的范围的情况下设计许多备选实施例。在权利要求中，放置在括号之间的任何参考标记不应解释为对权利要求的限制。词语“包括”不排除除权利要求中所列出的那些外的元件或步骤的存在。在元件前面的词语“一”或“一个”不排除多个这样的元件的

存在。可以借助于包括若干不同的元件实现本发明。在任何列举了若干器件的装置型权利要求中,这些器件中的若干可以由同一件硬件来体现。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

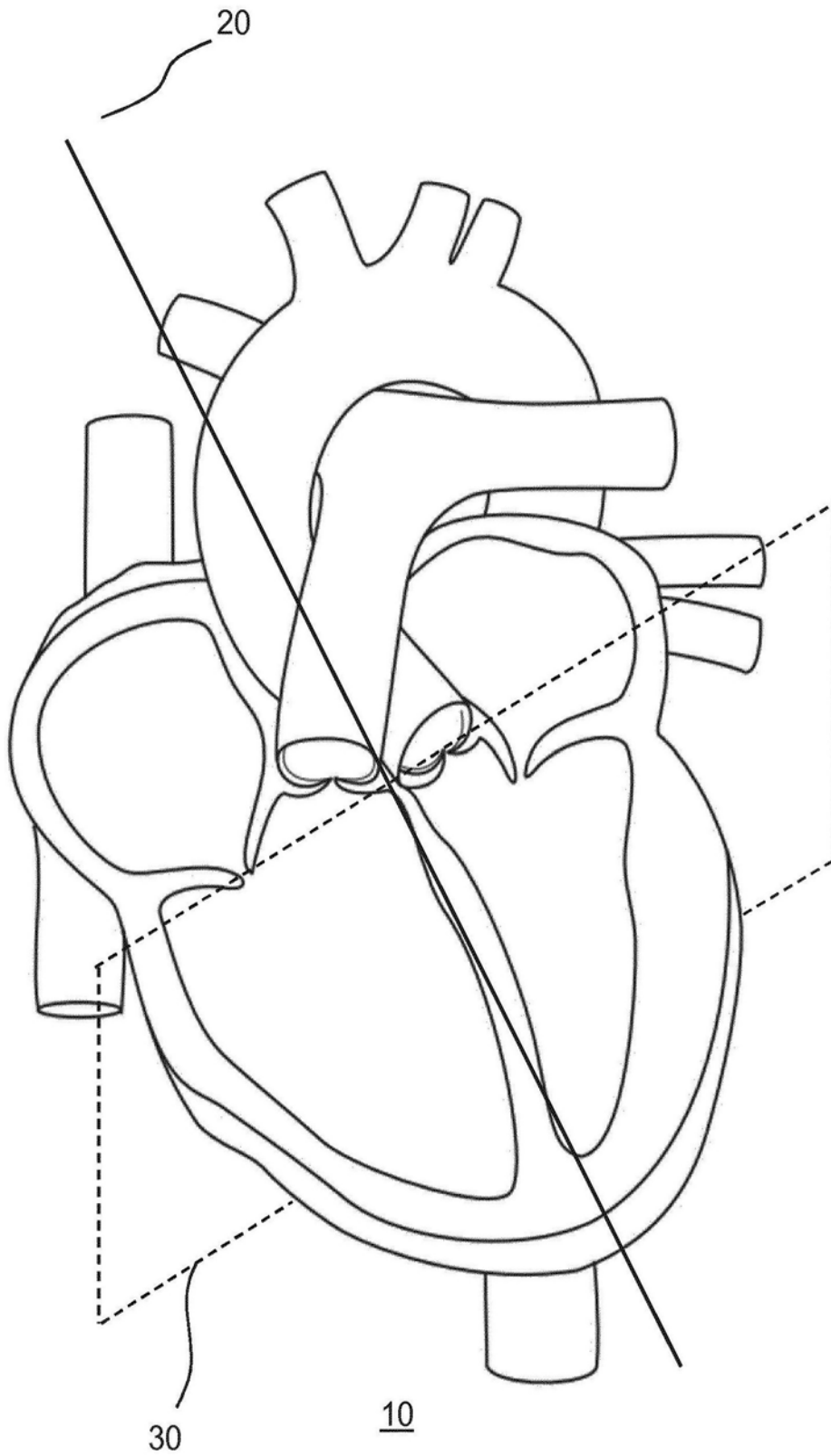


图1

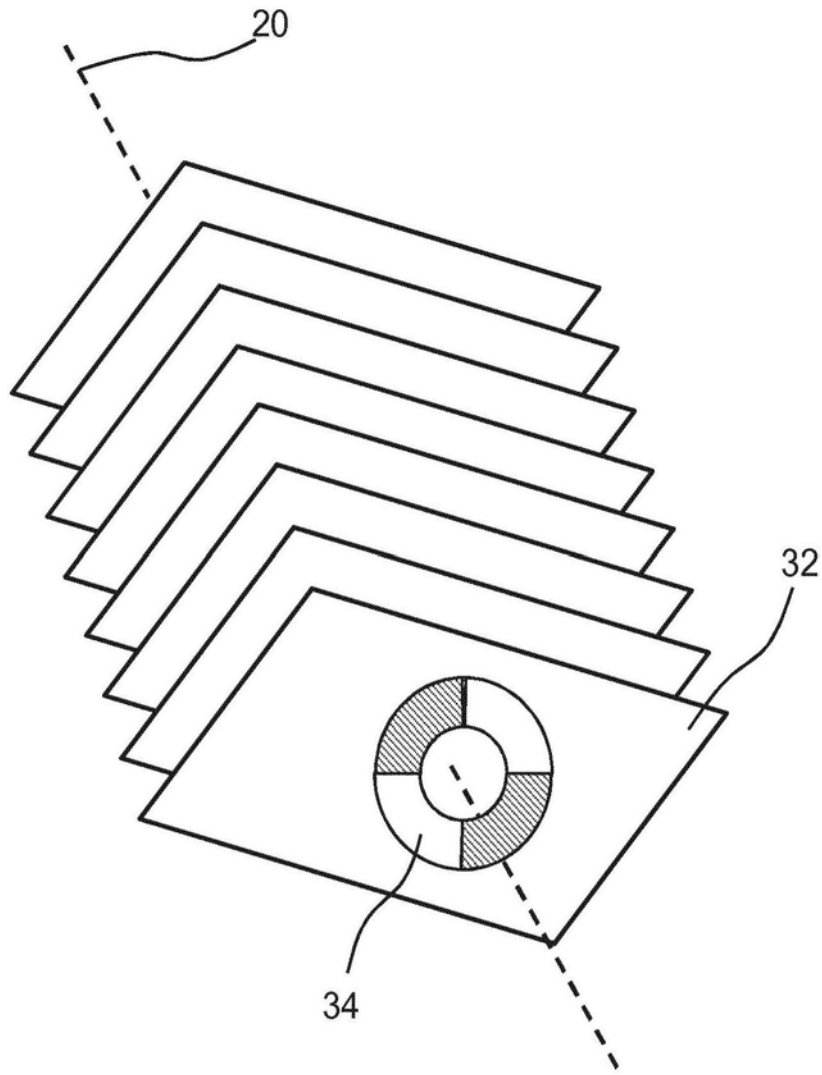


图2

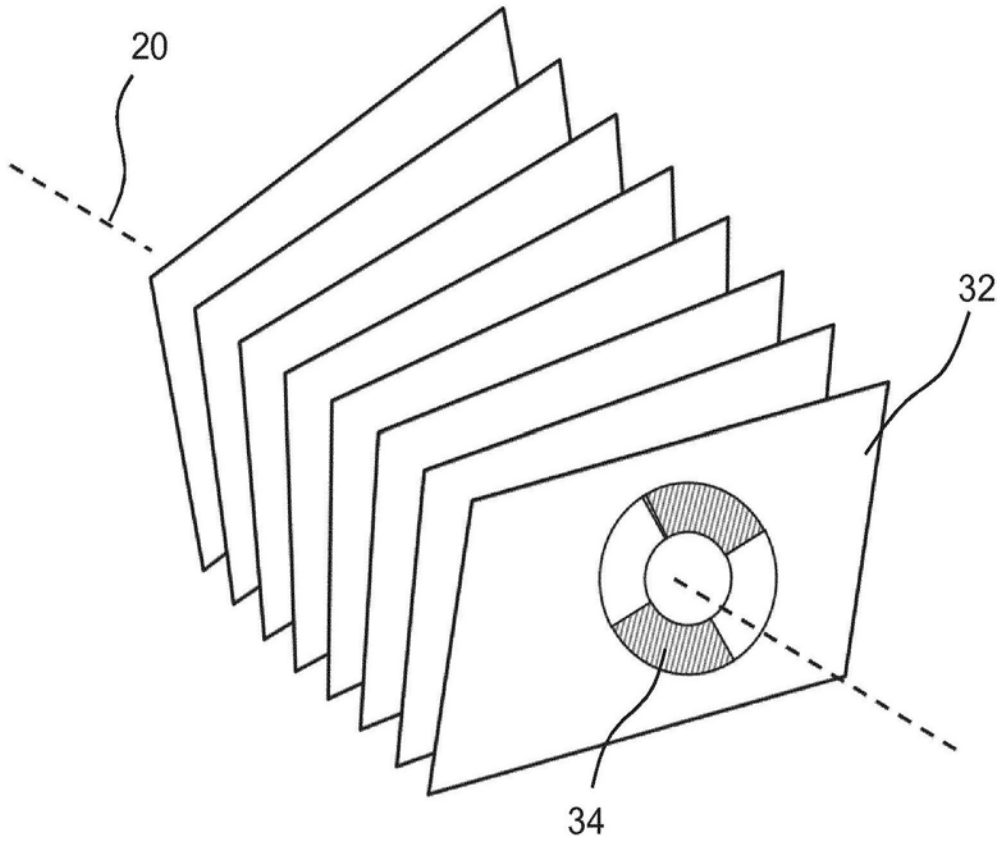


图3

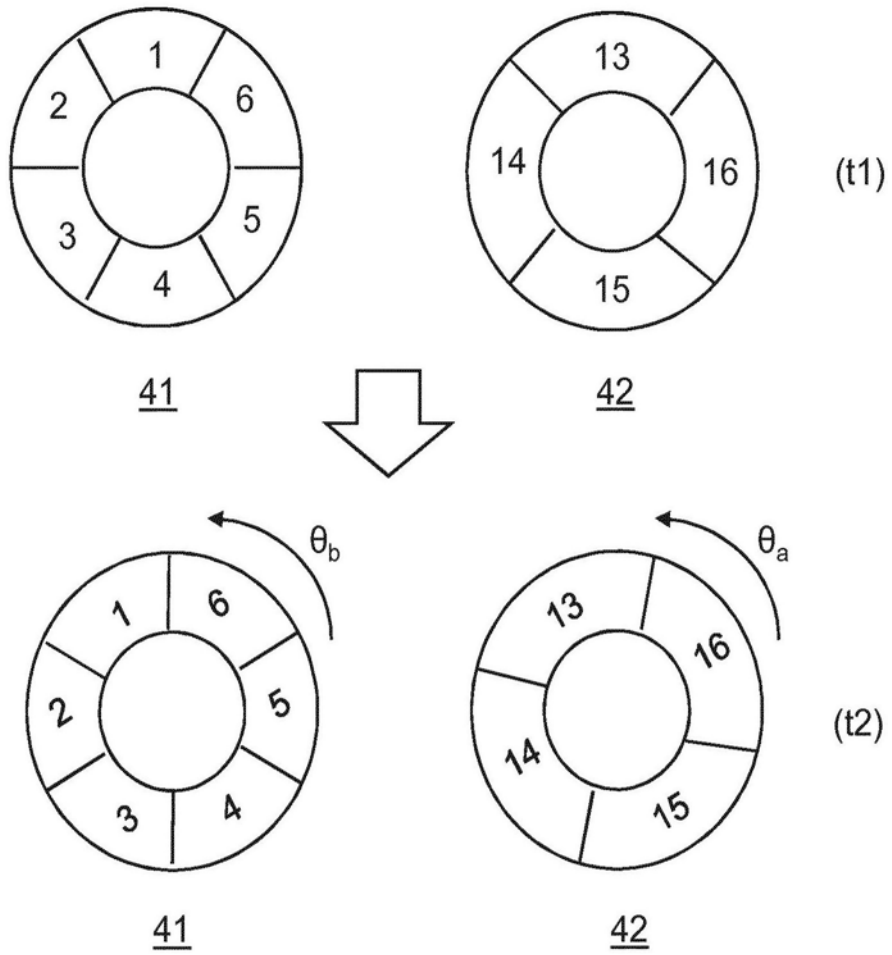


图4

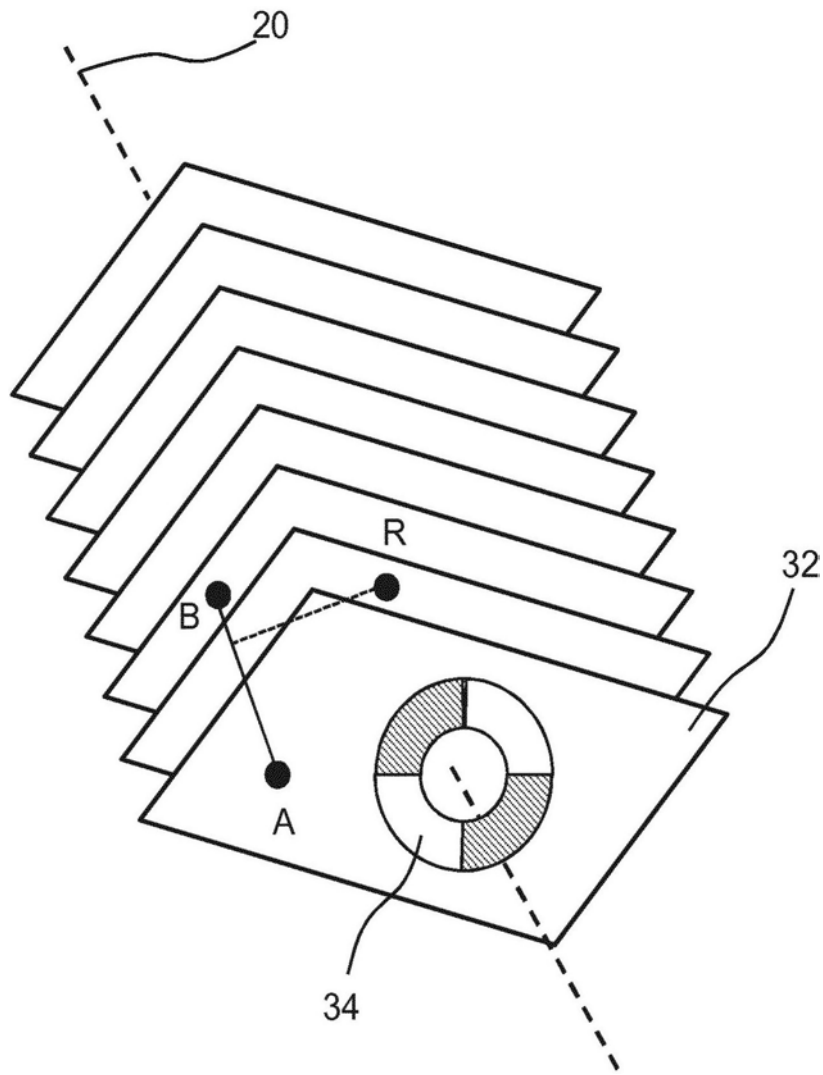


图5

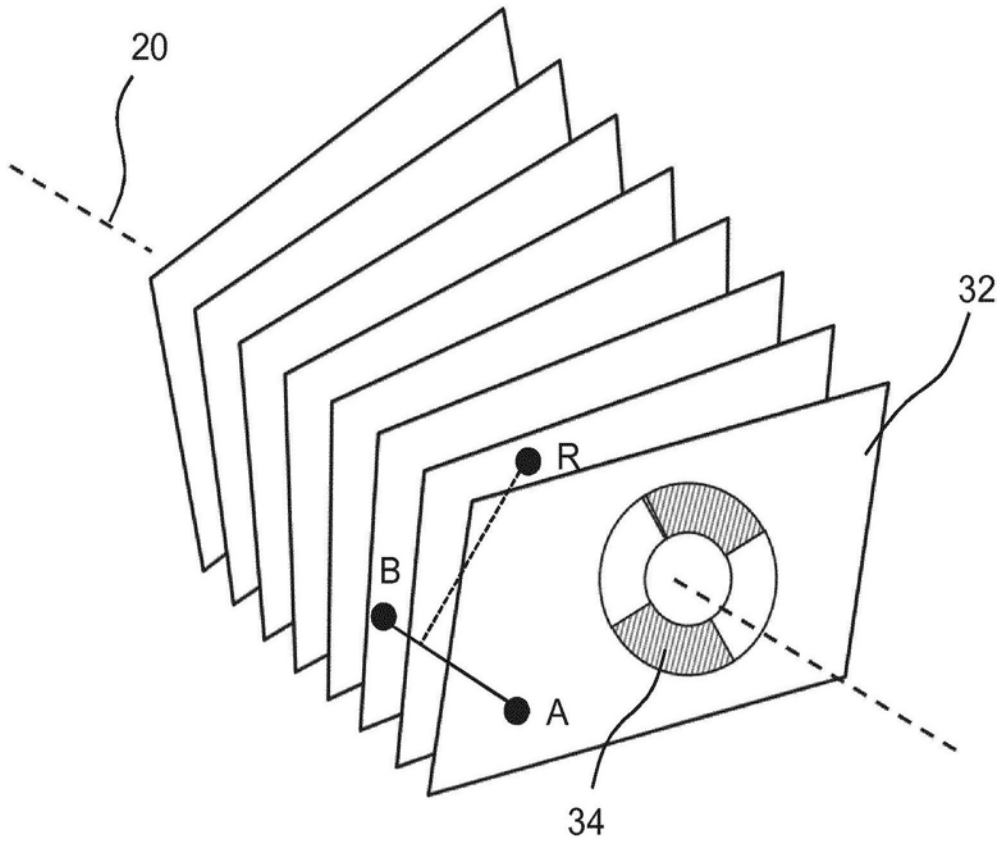


图6

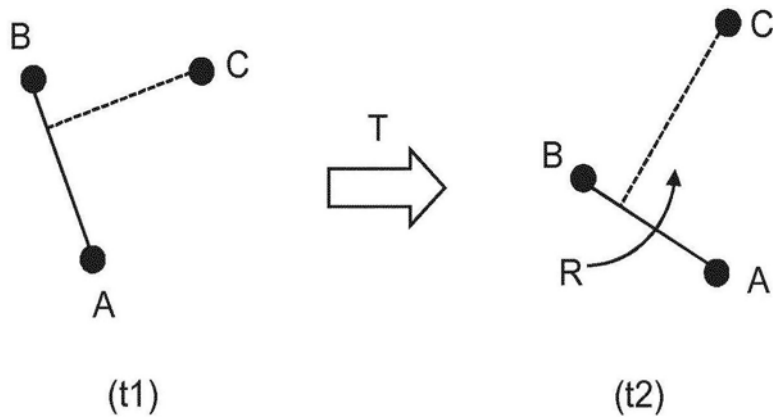


图7

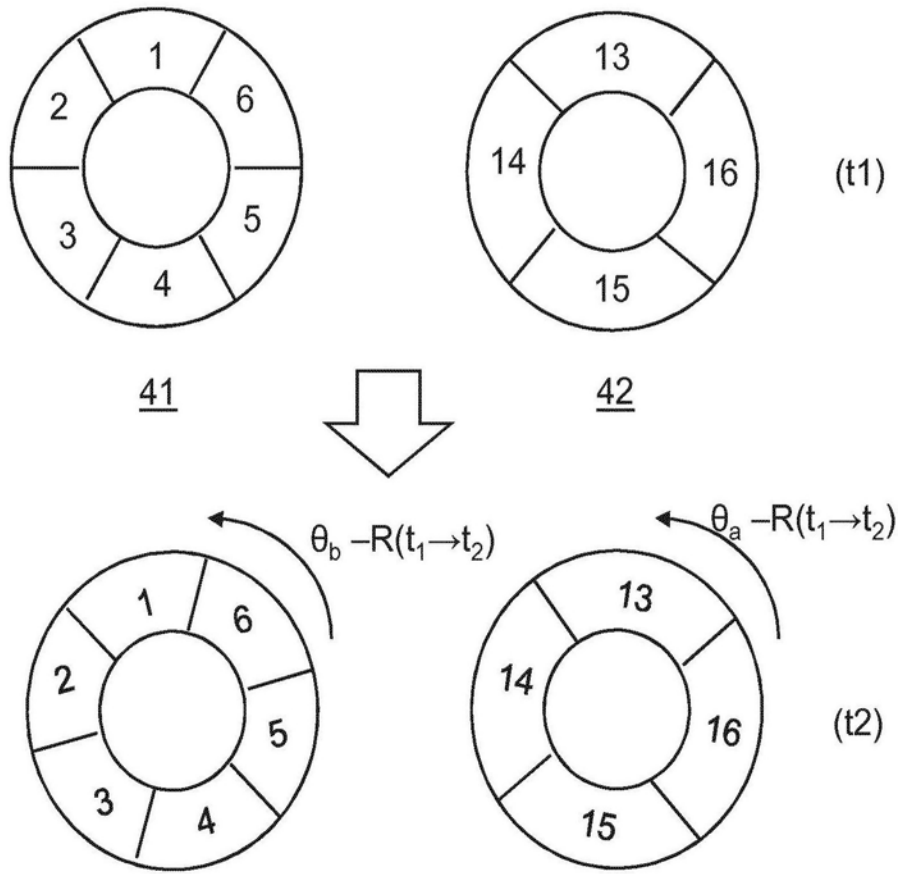


图8

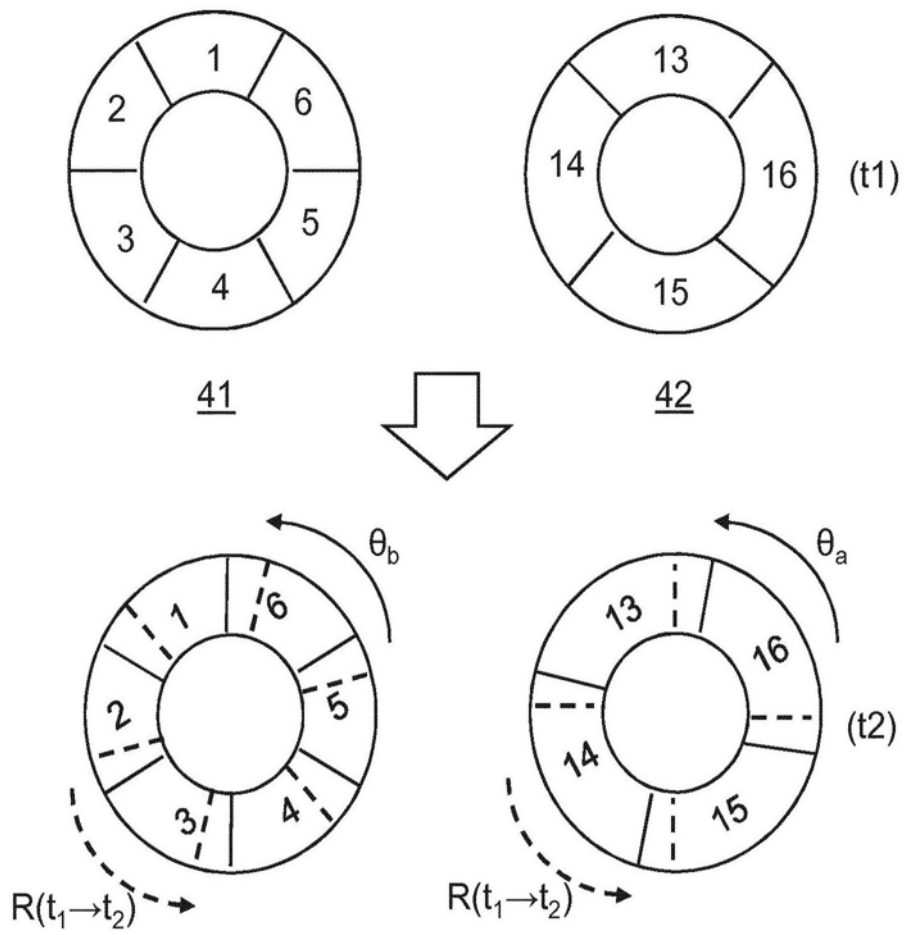


图9

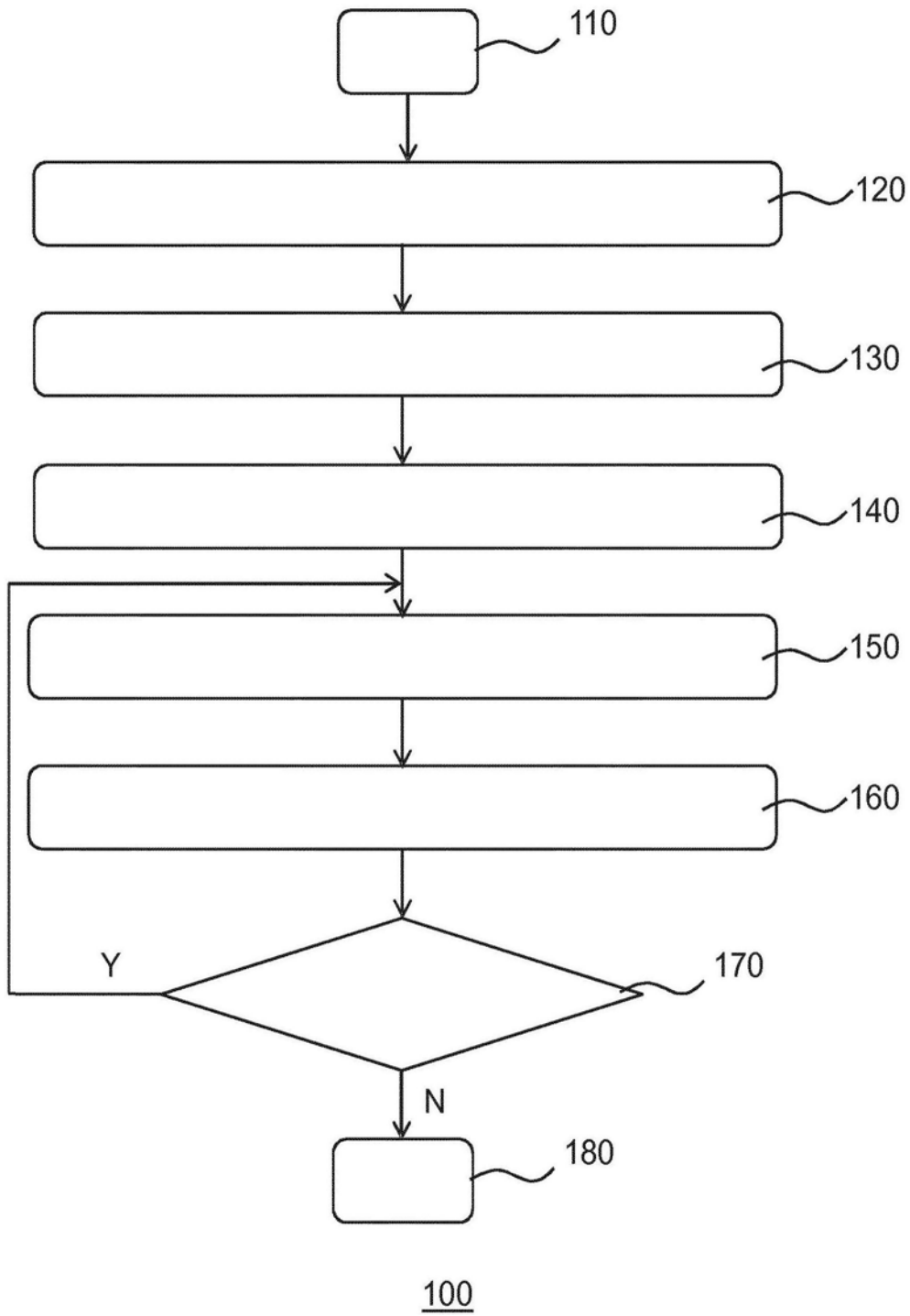
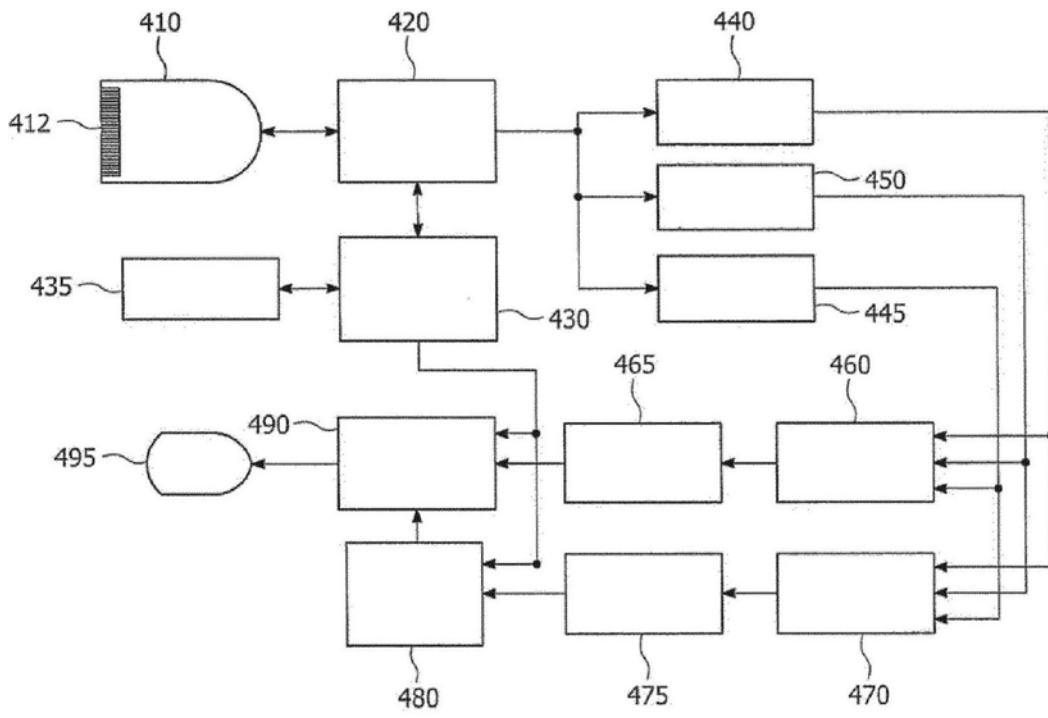


图10



400

图11

专利名称(译)	对超声图像的序列进行可视化的方法、计算机程序产品和超声系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN107072638A</a>	公开(公告)日	2017-08-18
申请号	CN201580058482.9	申请日	2015-10-21
[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	NF维兰 P阿兰		
发明人	N·F·维兰 P·阿兰		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/467 A61B8/483 A61B8/5223 A61B8/523 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S15/8993 G06T7/20 G06T2207/10132 G16H50/30 A61B8/14 A61B8/5207 G06T7/0012 G06T2207/10016 G06T2207/30048		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	2014306703 2014-10-27 EP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

公开了一种对运动中的目标(10)的3D超声图像的序列进行可视化的方法(100)，其中，所述运动是包括来自多个来源的运动分量的复杂运动，所述方法包括：采集(120)所述3D超声图像的序列；提供(130)运动跟踪模型，所述运动跟踪模型针对所述复杂运动的贡献进行建模，所述贡献源于所述运动分量的子集；根据所述第一3D超声图像和所述第二3D超声图像确定(150)所述复杂运动；并且对所述运动跟踪模型对所述目标的所述复杂运动的贡献进行可视化(160)，以便获得对所述复杂运动的运动分解可视化。还公开了一种用于在超声系统上实现这样的方法的计算机程序产品和一种包括这样的计算机程序产品的超声系统。

