



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108289651 A

(43)申请公布日 2018.07.17

(21)申请号 201680069152.4

(22)申请日 2016.11.25

(30)优先权数据

15196173.7 2015.11.25 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.05.25

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/078756 2016.11.25

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/089509 EN 2017.06.01

(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·M·韦伯 N·奈霍夫 J·威斯

(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

(51)Int.Cl.

A61B 6/12(2006.01)

A61B 6/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

G06T 7/00(2017.01)

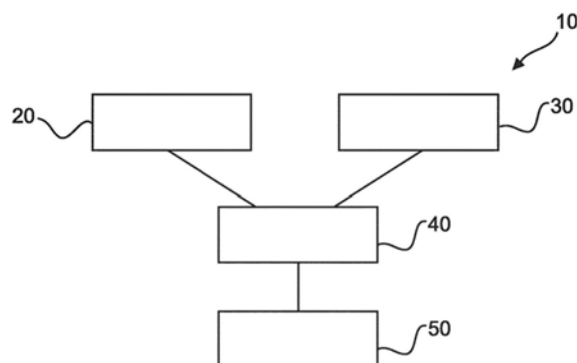
权利要求书2页 说明书14页 附图5页

(54)发明名称

用于跟踪身体部位中的超声探头的系统

(57)摘要

本发明涉及用于跟踪身体部位中的超声探头的方位的系统。描述了采集(110)身体部位的部分的X射线图像,在所述身体部位的所述部分内定位有超声探头(20)。利用X射线图像确定(120)所述身体部位的所述部分中的超声探头的第一几何方位信息。采集(130)包括具有超声探头的身体特征的部分的至少一幅超声图像,所述采集(130)包括在比采集X射线图像的时间更晚的时间采集(140)所述至少一幅超声图像中的超声图像。确定(150)在所述更晚的时间的所述身体部位中的所述超声探头的第二几何方位信息,包括利用所述第一几何方位信息和包括所述身体特征的所述部分的所述至少一幅超声图像。



1. 一种用于跟踪身体部位中的超声探头的方位的系统(10), 包括:

-超声探头(20);

-X射线图像采集单元(30); 以及

-处理单元(40);

其中, 所述X射线图像采集单元被配置为采集身体部位的部分的X射线图像, 在所述身体部位的所述部分之内定位有所述超声探头;

其中, 所述处理单元被配置为确定所述身体部位的所述部分中的所述超声探头的第一几何方位信息, 包括利用所述X射线图像;

其中, 所述超声探头被配置为采集包括身体特征的一部分的至少一幅超声图像, 所述至少一幅超声图像包括要在比采集所述身体部位的所述部分的所述X射线图像的时间更晚的时间采集的超声图像; 并且

其中, 所述处理单元被配置为确定在所述更晚的时间的所述身体部位中的所述超声探头的第二几何方位信息, 包括利用所述第一几何方位信息和包括所述身体特征的所述部分的所述至少一幅超声图像。

2. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述至少一幅超声图像还包括要在与采集所述身体部位的所述部分的所述X射线图像的所述时间基本相同的时间采集的超声图像。

3. 根据权利要求1-2中的任一项所述的系统, 其中, 所述X射线图像采集单元被配置为: 如果所述处理单元根据所述第一几何方位信息和所述第二几何方位信息确定已经超过了阈值, 则采集所述超声探头被定位于在其之内的所述身体部位的所述部分的第二X射线图像。

4. 根据权利要求1-3中的任一项所述的系统, 其中, 所述处理单元被配置为通过利用所述至少一幅超声图像来确定相对于所述身体特征的所述部分的至少一个方位的所述超声探头的至少一个方位, 并且其中, 所述处理单元被配置为确定所述超声探头的所述第二几何方位信息, 包括利用相对于所述身体特征的所述部分的所述至少一个方位的所述超声探头的所述至少一个方位。

5. 根据权利要求1-4中的任一项所述的系统, 其中, 所述处理单元被配置为通过利用包括所述身体特征的所述部分的至少一幅超声图像来使用基于模型的分割来确定所述身体特征的所述部分的经分割的数据, 并且其中, 所述处理单元被配置为确定所述超声探头的所述第二几何方位信息, 包括利用所述身体特征的所述部分的所述经分割的数据。

6. 根据权利要求1-5中的任一项所述的系统, 其中, 所述处理单元被配置为通过利用包括所述身体特征的所述部分的所述至少一幅超声图像来确定所述身体特征的所述部分的方位作为参考方位, 并且其中, 所述处理单元被配置为确定所述超声探头的所述第二几何方位信息, 包括利用所述身体特征的所述部分的所述参考方位。

7. 根据权利要求1-6中的任一项所述的系统, 其中, 所述处理单元被配置为所述确定身体部位的所述部分中的所述超声探头的所述第一几何方位信息, 包括利用所述超声探头的三维模型。

8. 根据权利要求7所述的系统, 其中, 所述处理单元被配置为将所述超声探头的所述三维模型的投影与所述X射线图像进行比较。

9. 根据权利要求7-8中的任一项所述的系统, 其中, 所述处理单元被配置为利用图像比

较度量来迭代地确定所述三维模型与所述X射线图像之间的相似度。

10. 根据权利要求9所述的系统, 其中, 所述处理单元被配置为通过使所述图像比较度量最大化来优化所述三维模型的方位和/或取向。

11. 根据权利要求7-9中的任一项所述的系统, 其中, 所述处理单元被配置为将所述三维模型与所述X射线图像进行比较, 包括调整所述三维模型的至少一个平移自由度和/或调整所述三维模型的至少一个旋转自由度。

12. 一种用于跟踪身体部位中的超声探头的方位的工作站 (60), 包括:

-至少一个输入单元 (70); 以及

-处理单元 (80);

其中, 所述至少一个输入单元被配置为提供身体部位的部分的X射线图像, 在所述身体部位的所述部分之内定位有超声探头;

其中, 所述处理单元被配置为确定所述身体部位的所述部分中的所述超声探头的第一几何方位信息, 包括利用所述X射线图像;

其中, 所述至少一个输入单元被配置为提供包括身体特征的部分的至少一幅超声图像, 其中, 所述至少一幅超声图像是由所述超声探头采集的, 并且其中, 在比采集所述身体部位所述部分的所述X射线图像的时间更晚的时间采集超声图像; 并且

其中, 所述处理单元被配置为在确定在所述更晚的时间的所述身体部位中的所述超声探头的第二几何方位信息, 包括利用所述第一几何方位信息和包括所述身体特征的所述部分的所述至少一幅超声图像。

13. 一种用于跟踪身体部位中的超声探头的方位的方法 (100), 包括:

a) 采集 (110) 身体部位的部分的X射线图像, 在所述身体部位的所述部分之内定位有超声探头 (20);

b) 确定 (120) 所述身体部位的所述部分中的所述超声探头的第一几何方位信息, 包括利用所述X射线图像;

c) 利用所述超声探头采集 (130) 包括身体特征的部分的至少一幅超声图像, 包括在比采集所述X射线图像的时间更晚的时间采集 (140) 超声图像; 并且

g) 确定 (150) 在所述更晚的时间的所述身体部位中的所述超声探头的第二几何方位信息, 包括利用所述第一几何方位信息和包括所述身体特征的所述部分的所述至少一幅超声图像。

14. 一种用于控制根据权利要求1至12中的一项所述的装置的计算机程序, 所述计算机程序被配置为在由处理器运行时执行根据权利要求13所述的方法。

15. 一种存储有根据权利要求14所述的程序单元的计算机可读介质。

用于跟踪身体部位中的超声探头的系统

技术领域

[0001] 本发明涉及用于跟踪身体部位中的超声探头的方位的系统,并且涉及用于跟踪身体部位中的超声探头的方位的方法,以及计算机程序元件和计算机可读介质。

背景技术

[0002] 组合式经食道回波 (TEE) 和X射线系统支持介入流程。TEE利用传入患者食道的超声探头,并提供清晰的图像,因为相对于跨膈超声图像,信号衰减更少。这对于心脏的超声成像是特别合适的,因为心脏靠近食道。目前在组合式TEE/X射线系统中,TEE探头在X射线中被定位,其中,TEE探头方位和取向根据X射线图像来确定。但是,如果没有连续采集X射线图像或使用额外的跟踪设备,将不能跟踪TEE探头。

[0003] R.J.Housden等人的Ultrasound in Med.&Biol.,第39卷,第6号,第993-1005页(2013年)描述了一种使用基于图像的X射线探头跟踪的扩展视野三维经食道超声心动描记术。

发明内容

[0004] 具有用于跟踪身体部位中的超声探头的方位的改进技术将是有利的。

[0005] 本发明的目的利用独立权利要求的主题来解决,其中,在从属权利要求中并入了另外的实施例。应该注意,本发明的以下描述的方面也适用于用于跟踪身体部位中的超声探头的方位的系统,用于跟踪身体部位中的超声探头的方位的工作站,用于跟踪身体部位中的超声探头的方位的方法,以及计算机程序单元和计算机可读介质。

[0006] 根据第一方面,提供了一种用于跟踪身体部位中的超声探头的方位的系统,所述系统包括:

[0007] -超声探头;

[0008] -X射线图像采集单元;以及

[0009] -处理单元;

[0010] 所述X射线图像采集单元被配置为采集身体部位的部分的X射线图像,在所述身体部位的所述部分内定位有所述超声探头。所述处理单元被配置为确定所述身体部位的所述部分中的所述超声探头的第一几何方位信息,包括利用所述X射线图像。所述超声探头被配置为采集包括身体特征的部分的至少一幅超声图像,所述至少一幅超声图像包括要在比采集所述身体部位的所述部分的所述X射线图像的时间更晚的时间采集的超声图像。所述处理单元还被配置为在确定在更晚的时间的所述身体部位中的所述超声探头的第二几何方位信息,包括利用所述第一几何方位信息和包括所述身体特征的所述部分的所述至少一幅超声图像。任选地,所述系统包括输出单元,所述输出单元被配置为输出表示所述超声探头的所述第二几何方位信息的数据。换句话说,所述系统不一定要输出数据,因为跟踪可以由处理单元自己基于第一几何方位信息和第二几何方位信息来有效地完成。

[0011] 换句话说,可以根据X射线图像来确定身体部位中的超声探头的方位(position)

(位置(location)和取向),并且可以根据X射线图像和/或超声图像来确定超声探头与诸如心脏的身体特征的部分之间的相对方位。基于稍后的超声图像,可以确定超声探头与身体特征部分之间的相对方位,由此可以确定超声探头的新方位(位置和取向)。

[0012] 以另一种方式,该系统可以在组合式TEE/X射线系统中跟踪超声探头,例如经食道回波(TEE)超声探头。换言之,通过超声图像本身以间接方式跟踪超声探头。

[0013] 以此方式,可以使用X射线图像来确定超声探头在身体部位中的方位,并且确定探头相对于身体部位和特征以及诸如例如心脏的身体部位内的特征的部分的位置和/或取向。然后,可以使用在更晚的时间由超声探头采集的超声图像来确定超声探头相对于身体部位以及诸如心脏的身体部位内的特征或特征的部分的相对方位。根据X射线图像确定的方位信息(例如位置和取向)以及根据在所述更晚的时间采集的超声图像确定的相对方位信息可用于确定在所述更晚的时间的方位信息,例如超声探头位置和取向。换句话说,通过使用至少一幅超声图像来跟踪超声探头的位置而不是使用X射线图像,X射线剂量得以减少并且不需要外部跟踪系统。换句话说,当关闭X射线图像采集单元时,可以使用通过超声探头采集的至少一幅超声图像和上一次采集的X射线图像的间接方式来跟踪所述超声探头的方位。

[0014] 在一个示例中,包括身体特征的部分的至少一幅超声图像包括包含身体特征的所述部分的至少两幅超声图像,其中,所述超声探头被配置为在与采集所述身体部位的所述部分的X射线图像的时间基本相同的时间采集超声图像。

[0015] 换句话说,所述处理单元,包括利用所述第一几何方位信息和包括在与所述X射线图像的采集基本同时采集的所述身体特征的所述部分的所述超声图像以及在比所述X射线图像的采集的时间更晚的时间采集的身体特征的部分的超声图像,被配置为确定在所述更晚的时间的所述身体部位中的所述超声探头的第二几何方位信息。

[0016] 以此方式,可以使用X射线图像来确定超声探头在身体部位中的方位。基本上同时采集的身体特征或身体特征的部分的超声图像提供关于超声探头和从已知位置采集的身体特征的部分之间的相对方位的信息。然后,身体特征或身体特征的部分的后续超声图像提供关于从不同方位(例如不同位置和/或取向)采集的超声探头与身体特征之间的相对方位的信息。可以使用两幅超声图像之间的身体特征的超声图像的变化来确定所述超声探头在位置和/或取向上的变化。通过返回参考如通过X射线图像确定的原始已知位置和/或取向,可以确定超声探头的新的位置和/或取向。

[0017] 换句话说,移动和/或旋转超声探头还使当前采集的超声图像中的身体特征(例如心脏)的部分的方位相对于先前采集的超声图像偏移和/或旋转。这使得能够估计当前探头位置和/或取向(或旋转位置)。在一个示例中,身体特征的部分(诸如心脏)的运动可以在第一近似中被忽略,或者被消除或减少。通过这种方式,估计的超声探头的位置和/或取向给出超声探头的实际位置的无辐射的近似。

[0018] 换句话说,通过根据X射线图像来确定超声探头的位置和取向,同时利用超声探头采集超声图像,使得能够确定全局和解剖背景和空间信息。

[0019] 以此方式,可以持续地跟踪超声探头而没有对持续的X射线剂量曝光的需要或需要使用额外的跟踪设备的需要。

[0020] 在一个示例中,所述X射线图像采集单元被配置为:如果处理单元根据第一几何方

位信息和第二几何方位信息确定已经超过了阈值,则采集超声探头所定位于的身体部位的部分的第二X射线图像。

[0021] 换句话说,如果超声探头关于x、y和y坐标的位置和/或角度旋转(或取向)自通过先前的X射线图像进行确定以来已经改变了超过阈值水平,则采集新的X射线图像以提供对超声探头的位置和/或取向的准确确定。

[0022] 以另一种方式,当已经达到移动的阈值时,基于超声成像本身确定的超声探头的位置和/或取向可以通过X射线图像来增强。该阈值可以指示超声探头的估计的位置和/或取向可能易于出错,并且X射线图像的采集然后用于提供超声探头的精确位置和/或取向。然后可以使用至少一幅超声图像来跟踪超声探头的位置和/或取向,并且这意味着所采集的X射线图像的数量可以最小化,从而减少X射线剂量并且不使用额外的跟踪设备,同时可以跟踪超声探头的位置和/或取向。

[0023] 在一个示例中,所述处理单元被配置为通过利用至少一幅超声图像来确定相对于所述身体特征的所述部分的至少一个方位的超声探头的至少一个方位,并且其中,所述处理单元被配置为确定所述超声探头的所述第二几何方位信息,包括利用相对于所述身体特征的所述部分的所述至少一个方位的所述超声探头的所述至少一个方位。

[0024] 在一个示例中,所述处理单元被配置为通过利用包括所述身体特征的所述部分的至少一幅超声图像来使用基于模型的分割来确定所述身体特征的所述部分的分割数据,并且其中,所述处理单元被配置为确定所述超声探头的所述第二几何方位信息,包括利用所述身体特征的所述部分的所述分割数据。

[0025] 以另一种方式,根据超声图像确定的身体特征部分可以位于患者身体内,其中,使用了身体的X射线图像。

[0026] 在一个示例中,所述处理单元被配置为通过利用包括所述身体特征的所述部分的至少一幅超声图像作为参考方位来确定所述身体特征的所述部分的方位,并且其中,所述处理单元被配置为确定所述超声探头的所述第二几何方位信息包括利用所述身体特征的所述部分的所述参考方位。

[0027] 以此方式,可以考虑超声探头与身体特征的部分之间的不是由于超声探头的移动而造成的相对移动,并且这使得能够确定由于超声探头的移动的超声探头的位置和/或取向。

[0028] 在一个示例中,所述处理单元被配置为确定所述定身体部位的所述部分中的所述超声探头的第一几何方位信息,包括利用所述超声探头的三维模型。

[0029] 在一个示例中,所述处理单元被配置为将超声探头的三维模型的投影与X射线图像进行比较。

[0030] 在一个示例中,所述处理单元被配置为利用图像比较度量来迭代地确定所述三维模型与所述X射线图像之间的相似度。

[0031] 在一个示例中,所述处理单元被配置为通过使所述图像比较度量最大化来所述优化三维模型的位置和/或取向。

[0032] 在一个示例中,其中,所述处理单元被配置为将所述三维模型与所述X射线图像进行比较,包括调整所述三维模型的至少一个平移自由度和/或调整所述三维模型的至少一个旋转自由度。

[0033] 在第二方面中,提供了一种用于跟踪身体部位中的超声探头的方位的工作站,所述工作站包括:

[0034] -至少一个输入单元;以及

[0035] -处理单元。

[0036] 所述至少一个输入单元被配置为提供身体部位的部分的X射线图像,在所述身体部位的所述部分中定位有所述超声探头。所述处理单元被配置为确定所述身体部位的所述部分中的所述超声探头的第一几何方位信息,包括利用所述X射线图像。所述至少一个输入单元还被配置为提供包括身体特征的部分的至少一幅超声图像,其中,所述超声探头采集所述至少一幅超声图像,并且其中,在比采集所述身体部位的所述X射线图像更晚的时间采集超声图像。所述处理单元还被配置为在确定在更晚的时间的所述身体部位中的所述超声探头的第二几何方位信息,包括利用所述第一几何方位信息和包括所述身体特征的所述部分的所述至少一幅超声图像。任选地,所述工作站包括输出单元,所述输出单元被配置为输出表示所述超声探头的所述第二几何方位信息的数据。

[0037] 换句话说,所述工作站可以基于预先采集的图像来跟踪超声探头的方位。以此方式,可以检查或验证超声探头在身体部位中的方位,以确保其在特定时间点被正确地定位。此外,所述工作站可用于训练目的。

[0038] 在第三方面中,提供了一种用于跟踪身体部位中的超声探头的方位的方法,所述方法包括:

[0039] a) 采集身体部位的部分的X射线图像,在所述身体部位的所述部分内定位有超声探头;

[0040] b) 确定所述身体部位的所述部分中的所述超声探头的第一几何方位信息,包括利用所述X射线图像;

[0041] c) 利用所述超声探头采集包括身体特征的部分的至少一幅超声图像,包括在比采集所述X射线图像的时间更晚的时间采集超声图像;并且

[0042] g) 确定在所述更晚的时间的所述身体部位中的所述超声探头的第二几何方位信息,包括利用所述第一几何方位信息和包括所述身体特征的所述部分的所述至少一幅超声图像。

[0043] 在一个示例中,所述方法包括:

[0044] i) 输出表示所述超声探头的所述第二几何方位信息的数据。

[0045] 在一个示例中,步骤c) 包括利用所述超声探头采集包括所述身体特征的所述部分的至少两幅超声图像,并且步骤c) 还包括与采集所述身体部位的所述部分的所述X射线图像的时间基本同时采集超声图像。

[0046] 在一个示例中,步骤c) 包括利用所述超声探头采集包括所述身体特征的所述部分的至少两幅超声图像,并且步骤c) 还包括在与采集所述身体部位的所述部分的所述X射线图像时所述超声探头的方位基本相同的方位采集超声图像。

[0047] 换句话说,在与采集X射线图像时超声探测器的方位相同的方位处采集超声图像的最简单的方式是在采集X射线图像的同时采集超声图像,但是这不是这样做的唯一方法。

[0048] 在一个示例中,所述方法包括:

[0049] h) 如果根据所述第一几何方位信息和所述第二几何方位信息,已经超过阈值,则

采集所述超声探头被定位在其之内的所述身体部位的所述部分的第二X射线图像。

[0050] 在一个示例中,所述方法包括:

[0051] d) 利用所述至少一幅超声图像来确定相对于所述身体特征的所述部分的至少一个方位的所述超声探头的至少一个方位;并且

[0052] 其中,步骤g) 包括利用相对于身体特征的所述部分的所述至少一个方位的所述超声探头的所述至少一个方位。

[0053] 在一个示例中,所述方法包括:

[0054] e) 利用包括所述身体特征的所述部分的至少一幅超声图像,使用基于模型的分割来确定所述身体特征的所述部分的经分割的数据;并且

[0055] 其中,步骤g) 包括利用所述身体特征的所述部分的经分割的数据。

[0056] 在一个示例中,所述方法包括:

[0057] f) 利用包括所述身体特征的所述部分的所述至少一幅超声图像,来确定所述身体特征的所述部分的方位作为参考方位;并且

[0058] 其中,步骤g) 包括利用所述身体特征的所述部分的参考方位。

[0059] 在一个示例中,可以进行时相对准以解释心脏的运动。这意味着时相在超声图像之间被对齐,因为后续超声图像的心脏时相应该与较早超声图像的时相相同。

[0060] 根据另一方面,提供了一种对如前所述的设装置(即,所述系统和工作站)进行控制的计算机程序单元,当所述计算机程序单元由处理单元执行时,所述计算机程序单元适于执行如前所述的方法的步骤。

[0061] 根据另一方面,提供了一种存储有如前所述的计算机单元的计算机可读介质。

[0062] 有利的是,上述任何方面和范例提供的益处同样适用于所有其他方面和实施例,并且反之亦然。

[0063] 参考下文描述的实施例,上述方面和范例将变得显而易见并将得以阐述。

附图说明

[0064] 下面将参考附图来描述示范性实施例:

[0065] 图1示出了用于跟踪身体部位中的超声探头的方位的系统的示例的示意设置;

[0066] 图2示出了用于跟踪身体部位中的超声探头的方位的系统的另一示例的示意设置;

[0067] 图3示出了用于跟踪身体部位中的超声探头的方位的方法的示例;

[0068] 图4示出了用于跟踪身体部位中的超声探头的方位的流程图;

[0069] 图5在左侧示出了超声探头相对于心脏的模型的方位的示意图,在右侧示出了叠加在X射线图像上的心脏的经分割的超声图像数据的示意图,其中,示出了超声探头方位;

[0070] 图6示出了与图5中示出的信息相同的信息,其中,示意性表示被图像数据所取代。

具体实施方式

[0071] 图1示出了用于跟踪身体部位中的超声探头的方位的系统10。系统10包括超声探头20、X射线图像采集单元30、处理单元40,并且任选地包括输出单元50。所述X射线图像采集单元30被配置为采集超声探头20所定位的身体部位的X射线图像,所述X射线图

像被提供给处理单元40。所述处理单元40被配置为确定所述身体部位的所述部分中的所述超声探头的第一几何方位信息,包括利用所述X射线图像。所述超声探头20被配置为采集包括身体特征的一部分的至少一幅超声图像,所述至少一幅超声图像包括要在比采集所述身体部位的所述部分的所述X射线图像的时间更晚的时间采集的超声图像;所述处理单元40还被配置为在确定在所述更晚的时间的所述身体部位中的所述超声探头的第二几何方位信息,包括利用所述第一几何方位信息和包括所述身体特征的所述部分的所述至少一幅超声图像。所述输出单元被配置为输出表示所述超声探头的所述第二几何方位信息的数据。

[0072] 在一个示例中,所述超声探头是经食道回波(TEE)超声探头。在一个示例中,所述超声探头包括封装在刚性头中的换能器。在一个示例中,所述“超声探头”是指刚性封装的头。

[0073] 在一个示例中,所述X射线图像采集单元包括C型臂CT系统。在一个示例中,所述图像采集单元包括介入X射线系统。

[0074] 在一个示例中,所述身体部位的所述部分的X射线图像包括荧光图像数据。在一个示例中,所述图像采集单元包括荧光镜X射线装备。在一个示例中,所述身体部位的所述部分的所述X射线图像是在荧光低剂量X射线检查期间采集的。在一个示例中,使用荧光镜低剂量X射线调查来确定所述身体部位的所述部分中的超声探头的第一几何方位信息。

[0075] 在一个示例中,所述身体部位的所述X射线图像包括所述身体特征的所述部分。

[0076] 在一个示例中,所述身体部位的所述部分中的所述超声探头的所述第一几何方位信息包括所述超声探头的方位。在一个示例中,所述方位包括超声探头的或超声探头的部分的x、y和z坐标。在一个示例中,超声探头的或超声探头的部分的x、y和z坐标涉及参考点,例如医疗台的部分或点或X射线图像采集单元的部分或点。在一个示例中,身体部位中的超声探头的第一几何方位信息包括超声探头或超声探头的部分的取向。在一个示例中,所述取向包括超声探头或超声探头的部分关于其纵轴的角度位置,例如从纵向轴线延伸穿过输出窗口的中心的轴关于绕纵轴相对于垂直取向或轴线的角度位置。在一个示例中,所述取向包括三个旋转角(欧拉角或滚动俯仰偏转角),以使超声探头坐标系与X射线图像采集单元或医用台的坐标系对齐。

[0077] 在一个示例中,确定所述身体部位的所述部分中的超声探头的第一几何方位信息包括X射线图像的2D-3D配准。在一个示例中,2D-3D配准包括确定超声探头的3D模型。在一个示例中,2D-3D配准包括使用2D-3D图像配准算法将超声探头的3D模型配准到X射线图像。在一个示例中,2D-3D配准包括将超声探头的3D模型定位在X射线单元或医疗台的坐标系内,并且将3D超声探头的建模的投影与详细给出超声探头在X射线单元或医疗台的坐标系内的实际投影的X射线图像进行比较。在一个示例中,超声探头的3D模型被重复定位,直到超声探头的模拟的X射线投影与超声探头的实际采集的投影相匹配。以此方式,可以相对于X射线单元或医疗台的坐标系并相对于身体部位来确定超声探头的位置和取向。以此方式,由于超声探头具有根据从X射线图像确定的超声探头的位置和取向的已知视场,所以可以确定超声探头相对于身体部位的视场。换句话说,可以确定超声探头正在看的身体区域。换一种方式,超声探头正在探询的身体空间的体积可以位于X射线图像中。

[0078] 在一个示例中,身体部位的区域是身体部位的的部分的区域。

[0079] 在一个示例中,身体部位中的超声探头的第二几何方位信息涉及被定位于身体部

位的部分内的超声探头。在一个示例中,所述身体部位中的所述超声探头的所述第二几何方位信息包括所述超声探头的位置。在一个示例中,所述方位包括超声探头的或超声探头的部分的x、y和z坐标。在一个示例中,超声探头的x、y和z坐标涉及参考点,例如医疗台的部分或点或X射线图像采集单元的部分或点。在一个示例中,所述身体部位中的所述超声探头的所述第二几何方位信息包括所述超声探头的取向。在一个示例中,所述取向包括超声探头的部分绕其纵向轴线的角度位置,例如输出窗口关于纵向轴线相对于垂直取向的角度位置。在一个示例中,超声探头的第二几何方位信息涉及超声探头位于与超声探头相对于第一几何方位信息的位置不同的位置处。在一个示例中,超声探头的第二几何方位信息涉及超声探头位于与超声探头相对于第一几何方位信息的取向不同的取向处。在一个示例中,超声探头的第二几何方位信息涉及超声探头相对于第一几何方位信息处于与超声探头的位置相同的位置,但是具有与超声探头相对于第一几何方位信息的取向不同的取向。在一个示例中,超声探头的第二几何方位信息涉及超声探头相对于第一几何方位信息处于与超声探头的位置不同的位置,但是具有与超声探头相对于第一几何方位信息的取向相同的取向。在一个示例中,超声探头的第二几何方位信息涉及超声探头相对于第一几何方位信息处于与超声探头的位置不同的位置,并且具有与超声探头相对于第一几何方位信息的取向不同的取向。

[0080] 在一个示例中,在至少一幅超声图像中检测所述身体特征的所述部分。在一个示例中,所述身体特征的所述部分的方位在超声探头的视场内被确定。在一个示例中,所述身体特征的所述部分的方位在超声探头探测的或被配置为在身体部位内探测的空间的体积内被确定。在一个示例中,在X射线图像中检测所述身体特征的所述部分。在一个示例中,根据X射线图像确定所述身体特征的所述部分在身体内的方位。换句话说,可以根据由超声探头采集的超声图像确定和/或可以根据X射线图像确定超声探头正在看到的身体空间体积内的身体特征的部分的方位。

[0081] 在一个示例中,所述身体特征的所述部分是患者的心脏。换句话说,所述身体特征的所述部分包括所有的身体特征,其可以是例如心脏。在一个示例中,所述身体特征是患者的脊柱。在一个示例中,所述身体特征除了基于获得的图像可以识别之外还可以是患者的任何其他部分或器官。

[0082] 在一个示例中,所述输出单元被配置为输出表示所述X射线图像的数据。在一个示例中,所述输出单元被配置为输出表示至少一幅超声图像的数据。在一个示例中,所述输出单元被配置为保存与所述X射线图像、所述第一几何方位信息、所述至少一幅超声图像和所述第二几何方位信息中的任何一项有关的数据。在一个示例中,所述输出单元被配置为显示图像数据,例如在诸如一个或多个视觉显示单元VDU的一个或多个监视器上显示图像。在一个示例中,所述输出单元被配置为显示所述身体特征的至少一幅超声图像。在一个示例中,所述输出单元被配置为显示所述身体特征的超声图像。在一个示例中,所述输出单元被配置为显示所述身体部位的所述部分的X射线图像。在一个示例中,所述输出单元被配置为显示所述身体部位的所述部分的X射线图像和超声探头的第二几何方位信息。换句话说,超声的当前位置和/或取向可以在所采集的X射线图像中呈现。换句话说,在一个示例中,超声探头的当前位置和/或取向可以被示出为身体部位的部分的X射线图像中的覆盖。换句话说,根据至少一幅超声图像确定的当前探头位置的增强可视化可以被提供于较早的时间点

采集的静态X射线图像上。

[0083] 根据一个示例,包括身体特征的部分的至少一幅超声图像包括包含身体特征的所述部分的至少两幅超声图像。所述超声探头然后被配置为在与采集所述身体部位的所述部分的X射线图像的时间基本相同的时间采集超声图像。

[0084] 根据一个示例,所述X射线图像采集单元被配置为采集超声探头所定位于的身体部位的的第二X射线图像。如果处理单元确定根据第一几何方位信息和第二几何方位信息,阈值已被超过,则这完成。

[0085] 在一个示例中,如果所述处理单元确定第一几何方位信息与第二几何方位信息之间的差异超过阈值,则所述处理单元确定阈值是否已被超过。

[0086] 在一个示例中,所述X射线图像采集单元被配置为采集第二X射线图像,该第二X射线图像包括告知医师或临床医师已经超过阈值,并且医师或临床医师然后可以手动地触发采集第二X射线图像。以此方式,关于X射线剂量提供了额外的安全措施。

[0087] 根据一个示例,所述处理单元被配置为通过利用至少一幅超声图像来确定相对于所述身体特征的所述部分的至少一个方位的超声探头的至少一个方位。所述处理单元被配置为确定所述超声探头的所述第二几何方位信息然后包括所述处理单元利用相对于所述身体特征的所述部分的所述至少一个方位的所述超声探头的所述至少一个方位。

[0088] 根据一个示例,所述处理单元被配置为通过利用包括所述身体特征的所述部分的至少一幅超声图像来使用基于模型的分割来确定所述身体特征的所述部分的分割数据。所述处理单元被配置为确定所述超声探头的所述第二几何方位信息包括所述处理单元利用所述身体特征的所述部分的所述分割数据。

[0089] 在一个示例中,根据当前超声图像,进行对超声探头相对于身体特征的分割部分(例如心脏或心脏的部分)的位置和取向的估计。

[0090] 在一个示例中,身体特征的部分(例如心脏)的分割提供了超声探头所看到的空间体内的身体特征部分的轮廓。以此方式,根据从超声探头到提供超声探头的方位以及还提供超声探头正在查看的空间的体积的映射的X射线图像到身体和X射线图像的的2D-3D配准,可以将由超声图像确定的身体特征部分的轮廓绘制或叠加在X射线图像上。

[0091] 在一个示例中,身体特征的部分(例如心脏)在由超声探头采集的至少一幅超声图像中被连续地分割。在一个示例中,所述分割将网格模型适配到所述身体特征的所述部分的超声图像。在一个示例中,网格结构不改变。以此方式,因为网状结构不改变,所以不同的超声图像之间的不同分割结果之间的对应的点是已知的。以此方式,可以确定不同超声图像之间的身体特征部分的移位和/或旋转,从其可以确定超声探头的位置和/或取向。

[0092] 根据一个示例,所述处理单元被配置为通过利用包括所述身体特征的所述部分的至少一幅超声图像作为参考方位来确定所述身体特征的所述部分的方位。所述处理单元被配置为确定所述超声探头的所述第二几何方位信息,包括所述处理单元利用所述身体特征的所述部分的所述参考方位。

[0093] 在一个示例中,确定所述身体特征的所述部分的方位作为参考方位包括消除所述身体特征的所述部分的移动。在一个示例中,所述身体特征的所述部分(例如心脏)的确定的方位被用作固定参考。

[0094] 在一个示例中,所述处理单元被配置为关于心动周期、患者运动或患者呼吸或其

任何组合来配准至少一幅超声图像。换句话说,例如,用于确定超声探头的方位和/或取向的至少一幅超声图像可以涉及在患者的心动周期内的相同或相似的点中或者在患者的呼吸周期的相同或类似的点采集的图像。在一个示例中,所述处理单元被配置为关于心动周期、患者运动或患者呼吸或其任何组合来配准至少一幅超声图像或X射线图像。换句话说,例如,用于确定超声探头的方位和/或取向的至少一幅超声图像和或X射线图像可以涉及在患者的心动周期内的相同或相似的点中或者在患者的呼吸周期的相同或类似的点采集的图像。

[0095] 在一个示例中,通过分析一致的心脏时相(例如收缩末期)可以排除内在的心脏运动。在一个示例中,分析一致的心脏阶段包括监测心电图(ECG)信号。在一个示例中,可以用呼吸带来检测患者的呼吸周期,类似于例如在磁共振(MR)成像中所使用的。在一个示例中,分析一致的心脏阶段包括利用分割数据,或者换句话说,通过分析分割结果可以排除固有的心脏运动,例如在观察腔室容积时。

[0096] 以此方式,通过考虑超声探头与身体特征的部分之间的不是由于超声探头的移动而造成的相对移动,可以确定由于超声探头的移动的超声探头的位置和/或取向。

[0097] 在一个示例中,所述身体部位的所述部分的X射线图像包括所述身体特征的所述部分的X射线图像数据,并且其中,所述处理单元被配置为确定在稍后时间的所述身体部位中的所述超声探头的第二几何方位信息,包括利用所述身体特征的所述部分的所述X射线图像数据。在一个示例中,利用X射线图像中的身体特征的部分的位置。

[0098] 图2示出了用于跟踪身体部位中的超声探头的方位的系统60。所述系统60包括:至少一个输入单元70,处理单元80;以及任选的输出单元90。所述至少一个输入单元70被配置为将身体部位的部分的X射线图像提供给所述处理单元80,在所述身体部位的所述部分中定位有所述超声探头70。所述处理单元80被配置为确定所述身体部位的所述部分中的所述超声探头的第一几何方位信息,包括利用所述X射线图像。所述至少一个输入单元70被配置为提供包括身体特征的部分的至少一幅超声图像,其中,由所述超声探头20采集所述至少一幅超声图像,并且其中,所述至少一幅超声图像中的超声图像是在比采集所述身体部位的所述X射线图像更晚的时间采集的。所述处理单元80还被配置为在确定在所述更晚的时间的所述身体部位中的所述超声探头的第二几何方位信息,包括利用所述第一几何方位信息和包括所述身体特征的所述部分的所述至少一幅超声图像。所述输出单元90被配置为输出表示所述超声探头的所述第二几何方位信息的数据。

[0099] 在一个示例中,所述至少一个输入单元包括被配置为提供X射线图像的数据存储或转移单元。在一个示例中,X射线图像采集单元被配置为采集所述X射线图像,并将其提供给所述数据存储或转移单元。在一个示例中,所述输入单元包括X射线采集单元。在一个示例中,所述至少一个输入单元包括超声探头。

[0100] 在一个示例中,所述至少一个输入单元包括被配置为例如经由连续供应来提供所述至少一幅超声图像的数据存储或转移单元。以此方式,可以提供对现有X射线/超声系统的附加盒仅用于跟踪目的的。

[0101] 在一个示例中,在比采集X射线图像更晚的时间采集的超声图像包括两个正交切片,并且在与采集X射线图像的时间基本上同时采集的超声图像包括两个正交切片。换言之,可以在x平面模式下采集超声图像,其中记录两个正交切片,并且从中可以跟踪身体特

征的部分(例如心脏)的位置的变化,使得能够估计经更新的超声探头位置。X平面模式比完整3D体积采集更快,同时仍然实现对超声探头位置变化的估计,以便跟踪超声探头。

[0102] 图3以其基本步骤示出了用于跟踪身体部位中的超声探头的方位的方法100,除了数据的输出是可选的。所述方法包括以下步骤:

[0103] 在也被称为步骤a)的第一采集步骤110中,采集其中定位有超声探头20的身体部位的X射线图像。

[0104] 在也被称为步骤b)的第一确定步骤120中,确定所述身体部位的所述部分中的超声探头20的第一几何方位信息,所述确定包括利用所述X射线图像。

[0105] 在也被称为步骤c)的第二采集步骤130中,利用所述超声探头采集包括身体特征的至少一幅超声图像,所述采集130包括在比采集所述X射线图像的时间更晚的时间采集140所述至少一幅超声图像中的超声图像。

[0106] 在也被称为步骤g)的第二确定步骤150中,确定在所述更晚的时间的所述超声探头20在所述身体部位中的第二几何方位信息,包括利用所述第一几何方位信息和包括所述身体特征的所述部分的所述至少一幅超声图像。

[0107] 在也称为步骤i)的任选的输出步骤160中,输出表示所述超声探头的第二几何方位信息的数据。

[0108] 根据一个示例,步骤c)包括利用超声探头采集包括所述身体特征的所述部分的至少两幅超声图像。在该示例中,步骤c)还包括在与采集所述身体部位的所述部分的所述X射线图像的时间基本相同的时间采集170超声图像。

[0109] 在一个示例中,步骤c)包括利用所述超声探头采集包括所述身体特征的所述部分的至少两幅超声图像,并且在该示例中,步骤c)还包括在与采集所述身体部位的所述部分的所述X射线图像时所述超声探头的方位基本相同的方位采集超声图像。

[0110] 根据一个示例,所述方法包括:也称为步骤h),如果根据所述第一几何方位信息和所述第二几何方位信息,已经超过阈值,则采集180超声探头所定位的身体部位的所述部分第二X射线图像。

[0111] 根据一个示例,所述方法包括:也称为步骤d),利用所述至少一幅超声图像来确定190相对于所述身体特征的所述部分的至少一个方位的所述超声探头的至少一个方位;在该示例中,步骤g)包括利用200相对于身体特征的所述部分的至少一个方位的所述超声探头的所述至少一个方位。

[0112] 根据一个示例,所述方法包括:也称为步骤e),利用包括所述身体特征的至少一幅超声图像,使用基于模型的分割来确定210所述身体特征的所述部分的经分割的数据。在该示例中,步骤g)包括利用220所述身体特征的所述部分的经分割的数据。

[0113] 根据一个示例,所述方法包括:也称为步骤f),利用包括所述身体特征的至少一幅超声图像,使用基于模型的分割来确定230所述身体特征的所述部分的方位作为参考方位。在该示例中,步骤g)包括利用240所述身体特征的所述部分的所述参考方位。

[0114] 在一个示例中,提供了一种用于跟踪身体部位中的超声探头的方位的方法,所述方法包括:提供身体部位的X射线图像,在所述身体部位的所述内定位有超声探头;确定所述身体部位的所述部分中的所述超声探头的第一几何方位信息,包括利用所述X射线图像;提供包括身体特征的至少一幅超声图像,其中,所述超声探头采集所述至少

一幅超声图像,并且其中,所述至少一幅超声图像的超声图像是在比采集所述身体部位的所述X射线图像更晚的时间采集的;确定在所述更晚的时间所述身体部位中的所述超声探头的第二几何方位信息,包括利用所述第一几何方位信息和包括所述身体特征的所述部分的所述至少一幅超声图像;并且输出表示所述超声探头的所述第二几何方位信息的数据。

[0115] 图4示出了用于跟踪身体部位中的超声探头的详细工作流程。简言之,从TEE探头被定位于其中的初始X射线开始,通过配准X射线图像中的TEE探头来建立TEE探头与X射线单元的3D体积之间的对应关系。换句话说,TEE探头位于X射线单元的全局空间内并且位于患者的解剖空间内。当X射线单元关闭时,TEE图像馈送持续地被分割以估计新的TEE探头位置。对于尚未超过移动阈值(在一个示例中可能涉及小的TEE探头移动)的情况,估计的位置被示出在X射线图像上。对于超过运动阈值(在一个示例中可能涉及大的TEE探头移动)的情况,可以触发新的X射线图像来测量当前探头方位。TEE探头可以被定位在X射线图像中,并且超声图像可以与TEE探头的定位一起叠加在X射线图像上,并且注释(例如标记物椭圆)或者心脏分割也可以被叠加在X射线图像上。

[0116] 以不同的方式总结上述内容:

[0117] 1、通过2D-3D配准来在X射线图像中定位超声探头。所述2D-3D图像配准提供了所述探头在X射线图像中的方位和取向。

[0118] 2、身体特征的部分,例如心脏,在超声图像中被分割。对超声图像的分割提供了超声体积中心脏的轮廓。

[0119] 3、根据探头在X射线图像中的2D-3D配准,由超声探头成像的超声体积是已知的并且可以在X射线图像中被定位。以此方式,例如,心脏的轮廓可以在X射线图像之上被绘制。

[0120] 上面的总结可以稍微更详细地解释如下:

[0121] 1、为了使用2D-3D配准在X射线中定位探头,探头的3D模型是已知的(例如,通过采集纳米CT图像)。然后,对于探头取向的给定估计,将模型的投影(所谓的数字重建射线照片(DRR))与探头应当定位于其中的实际的一幅或多幅X射线图像进行比较。该过程重复进行若干次迭代,其中DDR和X射线图像之间的相似性使用图像比较度量来评估。自由度(平移和旋转)被调整以最佳地匹配DDR与(一幅或多幅)X射线图像。换句话说,通过最大化DDR和X射线图像之间的图像相似性度量来优化方位和取向的参数。Gao等人的以下论文详细讨论了配准过程:Registration of 3D trans-esophageal echocardiography to X-ray fluoroscopy using image-based probe tracking,Medical Image Analysis 16(2012) 38-49。

[0122] 2、例如超声图像中的心脏的基于模型的分割包括平均模型,例如包括的N个点和和连接所述点的T个三角形组成的三角形网格。初始形状描述了例如平均或典型的形状。然后模型在几个步骤中针对图像进行调整。首先,确定总体方位(例如重心)和取向,并将网格相应地放置在图像中。在模型训练过程中,每个三角形都学习了应该搜索哪个特定的图像特征。在调整过程中,每个三角形然后搜索这些图像特征,从而产生一组吸引力(从其导出所谓的外部能量)。基于该外部能量,通过估计全局或区域仿射变换的参数(能量被最小化)来连续地调整该模型。在最后一步中,允许基于外力进行局部变形。同时,所谓的内部能量对距平均形状太大的偏差进行惩罚。经过多次迭代后,网格的形状已适应图像。因为已知哪些网格部分属于哪个解剖结构,所以这向图像增加了解剖背景。在Ecabert等人的文章

Automatic Model-Based Segmentation of the Heart in CT Images, IEEE Transactions on Medical Imaging, 第27卷, 第9号, 2008年9月, 1189-1201中详细讨论了应用于CT图像(但这里应用于超声图像)的分割算法。

[0123] 3、在步骤2中,在超声图像中局部地建立解剖背景。因为从步骤1开始,超声探头(并且因此超声图像的坐标系)与全局空间(即,也是X射线图像)之间的关系是已知的,所以解剖背景(例如分割网格或特殊标志)可以显示在X射线图像之上。

[0124] 更详细地,并且参照图4,用于跟踪超声探头的系统包括X射线单元和经食道回波(TEE)探头。在X射线源与探测器之间的3D对象(例如患者的心脏)通过沿辐射射线的吸收而从3D空间固有地转换为投影的2D X射线图像。TEE探头位于3D体积内并且因此在X射线图像中可见。使用图像处理算法,可以自动检测TEE探头。这样,可以确定TEE探头在X射线单元的3D体积中的方位和取向(使用2D-3D配准)。在此,描述了TEE探头的方位和取向可以参照X射线单元来确定,然而这也意味着可以关于X射线单元所处的空间的参考坐标来确定方位和取向。以此方式,可以确定TEE探头的x、y和z坐标以及TEE探头的纵轴的角度方向以及TEE探头围绕该轴的旋转角度。在一个示例中,所述取向包括三个旋转角(欧拉角或滚动俯仰偏转角),以使超声探头坐标系与X射线图像采集单元或医用台的坐标系对齐。换句话说,可以确定TEE探头的参考坐标以及其指向何处以及所确定的该方位处的轴旋转特性。

[0125] 通过在与X射线图像同时采集TEE超声图像,可以确定从TEE图像到X射线单元的3D体积的变换矩阵 $T_{TEE, Xvol}$ 。在该变换中,包括了其他已知的人为变换,全如围绕z轴的用户定义的旋转,所谓的“扫描角度”或搜索角度。因此,已知TEE图像体素定位于X射线单元体积中的何处。使用该信息,可以将3D TEE数据投影到X射线图像上,使得3D TEE图像的任何点可以在2D投影X射线图像中的正确方位显示。在数学上,这通过 2×3 投影矩阵“P”和2D移位矢量“ s_p ”来表示。因此,3D坐标系的任何点“a”根据 $b = P \cdot a + s_p$ 被投影到2D坐标系中的点“b”上。换句话说,通过根据X射线图像来确定TEE探头的位置和取向,同时利用TEE探头采集超声图像,使得能够通过将声学图像映射到X射线图像上来确定全局和解剖背景和空间信息。

[0126] 例如,这用于选择3D TEE图像中的标志,并将其投影到2D X射线图像上,或者将3D TEE图像中的心脏分割,然后将分割结果叠加到2D X射线图像上。关于该方法,可能需要随时间保持共配准不变,即可能需要持续地跟踪探头以保持 $T_{TEE, Xvol}$ 最新。如果可以在没有X射线的情况下执行跟踪,则可以减少X射线剂量。

[0127] 因此,用于跟踪身体部位中的超声探头的工作流程如下地进行:

[0128] 1、从采集X射线图像和TEE图像的时刻开始。

[0129] 2、在TEE图像中并且因而也在全局空间中(使用 $T_{TEE, Xvol}$)检测心脏,从而使得能够确定心脏的方位。

[0130] 3、对于以后没有X射线图像数据的时刻,请使用确定的心脏方位作为参考。

[0131] 4、仅从TEE图像的分割结果中检测TEE探头移动。

[0132] 5、使用检测到的TEE探头移动来:

[0133] a. 给出对当前TEE探头方位的估计(无需采集X射线图像)

[0134] b. 如果检测到的TEE探头运动超过特定阈值,则触发采集新的X射线图像以确定TEE探头的绝对新方位。

[0135] c. 通过使用TEE探头的3D模型,在静态X射线图像上实际显示跟踪的TEE探头。

[0136] 使用基于模型的分割在TEE图像中持续地分割心脏,例如参见以上引用的Ecabert,Oliver等人的文章。例如,分割将网格模型调整到TEE图像。网格包含 N_p 个点和 N_T 个三角形。由于网格结构不会改变,所以不同分割结果之间的对应点是已知的。

[0137] TEE图像就其位置坐标和角度指向方向以及TEE探头轴周围的角度方位而言总是相对于TEE探头的位置和取向采集。因此,如果心脏在TEE图像中的方位发生改变,则这可能是心脏本身移动(跳动,呼吸)或TEE探头位置或取向改变引起的。

[0138] 例如,通过分析一致的心脏时相,例如收缩末期,可以排除固有的心脏运动。该信息可以从可用的ECG信号中导出,或者也可以从分割结果中导出(例如,在查看腔室体积时)。由于呼吸使包括探头在内的整个胸部移位,因而探头相对于心脏的相对方位被影响很小。替代地,如果需要,可以在没有X射线的情况下检测呼吸,例如,类似于用于MR成像的“呼吸带”。然后,根据TEE图像中剩余的心脏移位/旋转,TEE探头平移和取向的变化估计如下:

[0139] 根据X射线图像已知时间 t_0 处TEE探头方位,在其处也采集3D TEE图像 I_0 。3D图像空间中的探头方位是 x_0 。心脏在图像中的方位由分割的网格 M_0 描述。

[0140] 在稍后的时间 t_1 ,采集TEE图像 I_1 ,但不需要采集X射线。 I_1 的3DTEE空间中的新探头方位是 x_1 。心脏在图像 I_1 中的方位由分割的网格 M_1 描述。

[0141] 估计心脏方位 M_1 与 M_0 之间的变换矩阵 $T_{1,0}$ 。例如,可以计算 M_1 与 M_0 中的对应点之间的刚性变换。因此, $T_{1,0}$ 将 I_1 的图像坐标中给出的点变换为 I_0 中的对应点。

[0142] 根据 $x_1' = T_{1,0}x_1$ 将来自 t_1 的探头方位 x_1 变换到 I_0 中的原始图像空间。

[0143] 然后计算与原始方位 x_0 的差值 d 。

[0144] 可以使用已知的来自 t_0 的 $T_{TEE,Xvol}$ 将在 I_0 的TEE图像坐标系中已知的新方位 x_1' 和移位 d 变换到X射线单元的3D体积坐标系。这样,新的3D坐标和体积坐标中的探头移位是已知的。

[0145] 换句话说,当没有实况X射线可用时,通过适当考虑可以假定解剖心脏方位是固定的,并且基于该假设,使用TEE图像数据来估计TEE探头移位和/或旋转。

[0146] 图5和图6示出了左手图像中的探头方位的移位以及TEE探头位置的估计,其被显示为叠加在右手图像中的X射线图像上。在图5和图6的左侧图像中,在上一X射线的时间的相对于心脏模型250的TEE探头方位被示出为方位260。TEE探头然后被移动。由于不需要进行进一步的X射线,因而根据对新的TEE图像中的心脏分割,可以估计新的探头位置270和两个位置260和270之间的移位 d 。在左侧具有图5和图6的图像,再次相对于心脏模型250示出了新的TEE探头位置270。在图5和图6的右手图像中,心脏280的TEE图像分割被示出为叠加到X射线图像上。心脏280已被分割成若干区域,其中的一些区域被识别为区段282、284和286。在X射线图像中,示出了患者的脊椎中的一些310。在右手图像中,TEE探头方位被示出在图像的左上角。在上一X射线图像的时间,TEE探头的方位被指示为方位290,并且从分割的TEE图像导出的更晚时间处的新的估计方位被指示为300。如果移位长度 $|d|$ 超过特定阈值 d_{thresh} ,则可以自动触发采集新的X射线图像。因此该方法提供了剂量暴露与跟踪准确度之间的良好折衷。

[0147] 应该理解,尽管上述工作流程涉及3D体积的基于模型的分割,但是可以从其他超声图像检测移位。例如,可以用x平面模式采集图像,即记录两个正交的超声切片。随着在这些图像上跟踪的心脏方位的变化,然后可以估计并显示更新的探头方位。

[0148] 在另一示范性实施例中,提供了一种计算机程序或计算机程序单元,其特征在于,被配置为在合适的系统上执行根据前述实施例中的一个的方法的方法步骤。

[0149] 计算机程序单元因此可以存储在计算单元上,其也可以是实施例的一部分。该计算单元可以被配置为执行上述方法的步骤或引起上述方法的步骤的执行。此外,它可以被配置为操作上述装备的部件(即,系统和工作站)。计算单元可以被配置为自动操作和/或执行用户的命令。计算机程序可被加载到数据处理器的存储单元中。数据处理器因此可以被配置为执行根据前述实施例中的一方法。

[0150] 本发明的该示范性实施例覆盖正好从开始就使用本发明的计算机程序以及借助于更新而将现有程序转变为使用本发明的程序的计算机程序两者。

[0151] 另外,计算机程序单元可以能够提供所有必要的步骤来完成如以上所描述的方法的示范性实施例的流程。

[0152] 根据本发明的另一示范性实施例,提出了一种计算机可读介质,诸如CD-ROM,其中,所述计算机可读介质具有存储在其上的计算机程序单元,所述计算机程序单元由前部分所描述。

[0153] 计算机程序可以存储和/或分布在适合的介质上,例如与其他硬件一起被提供或作为其他硬件的部分被提供的光学存储介质或固态介质,但是计算机程序也可以以其他形式分布,例如经由因特网或其他的有线或无线的电信系统分布。

[0154] 然而,计算机程序也可以通过如万维网的网络来提供并且可以被从这样的网张下载到数据处理器的存储单元中。根据本发明的另外的示范性实施例,提供了一种用于使得计算机程序单元可供下载的介质,所述计算机程序单元被布置为执行本发明的先前描述的实施例中的一个。

[0155] 必须指出,本发明的实施例参考不同主题进行描述。具体而言,一些实施例是参考方法型权利要求描述的,而其他实施例是参照设备型权利要求描述的。然而,本领域技术人员以上和以下描述可以得出,除非另行指出,除了属于同一类型的主题的特征的任何组合之外,涉及不同主题的特征之间的任何组合也被认为由本申请公开。然而,所有特征能够被组合,提供超过所述特征的简单加和的协同效应。

[0156] 尽管已经在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述应当被认为是说明性或示范性的,而非限制性的。本发明不限于所公开的实施例。本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及从属权利要求,在实践请求保护的本发明时能够理解并且实现对所公开的实施例的其他变型。

[0157] 在权利要求书中,词语“包括”不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项目的功能。尽管在互相不同的从属权利要求中列举了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。权利要求书中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

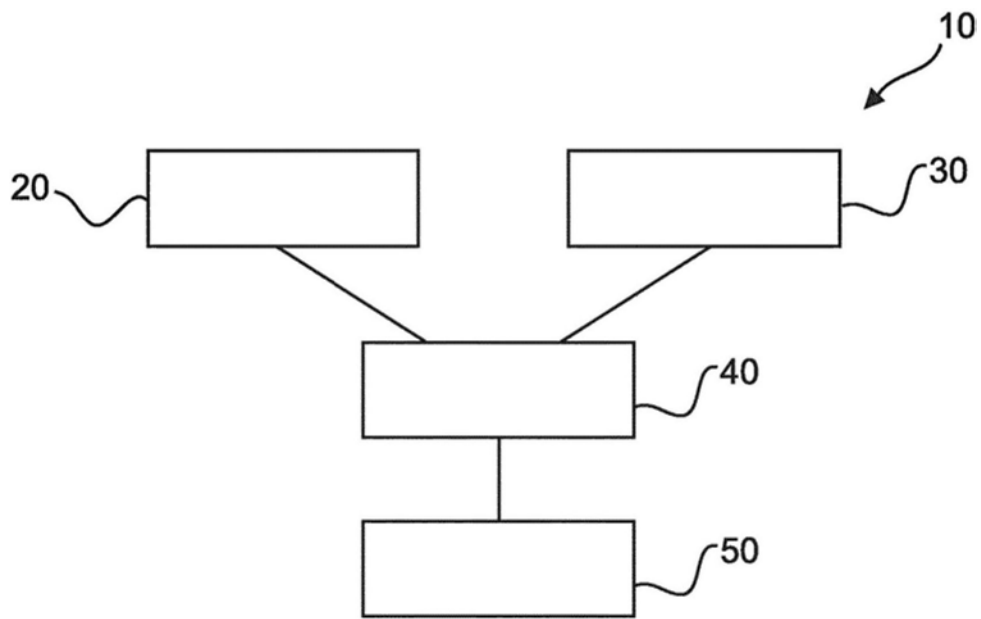


图1

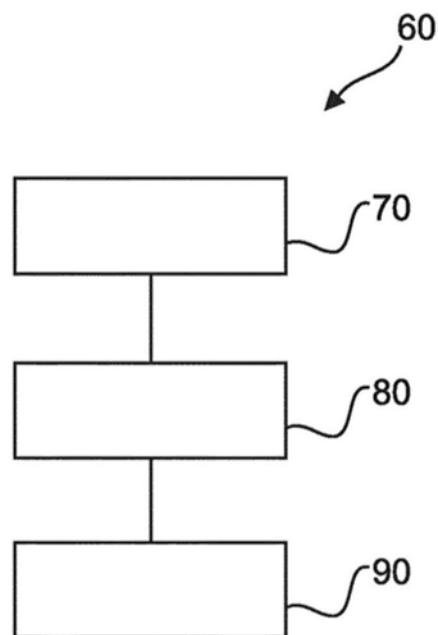


图2

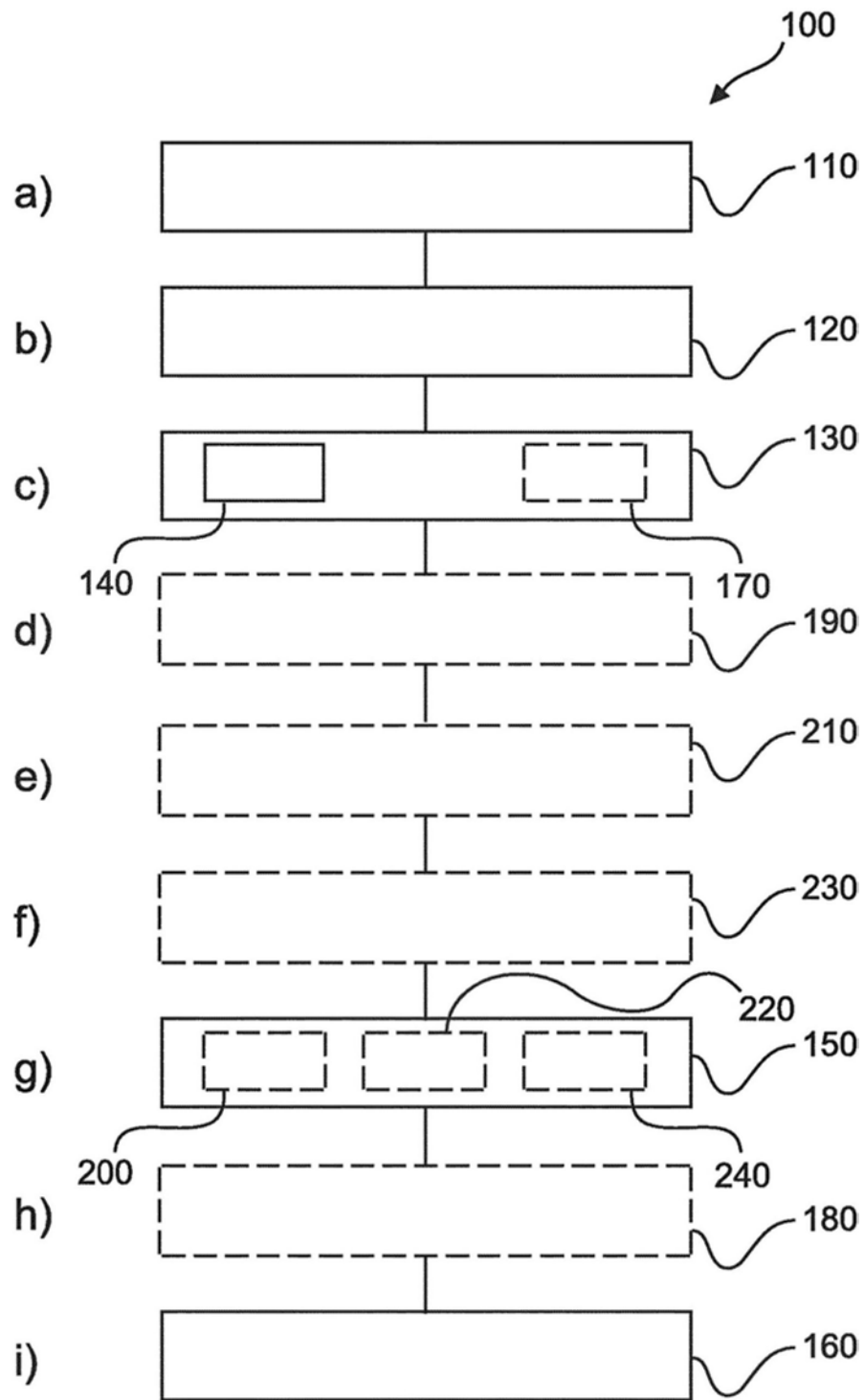


图3

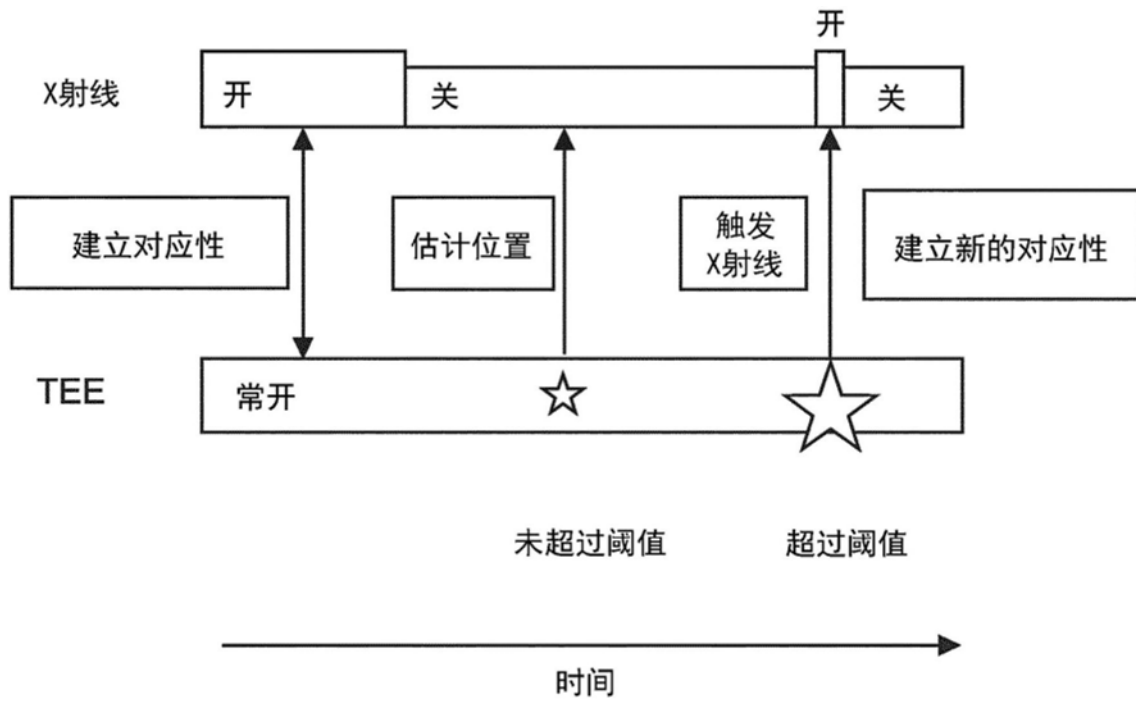


图4

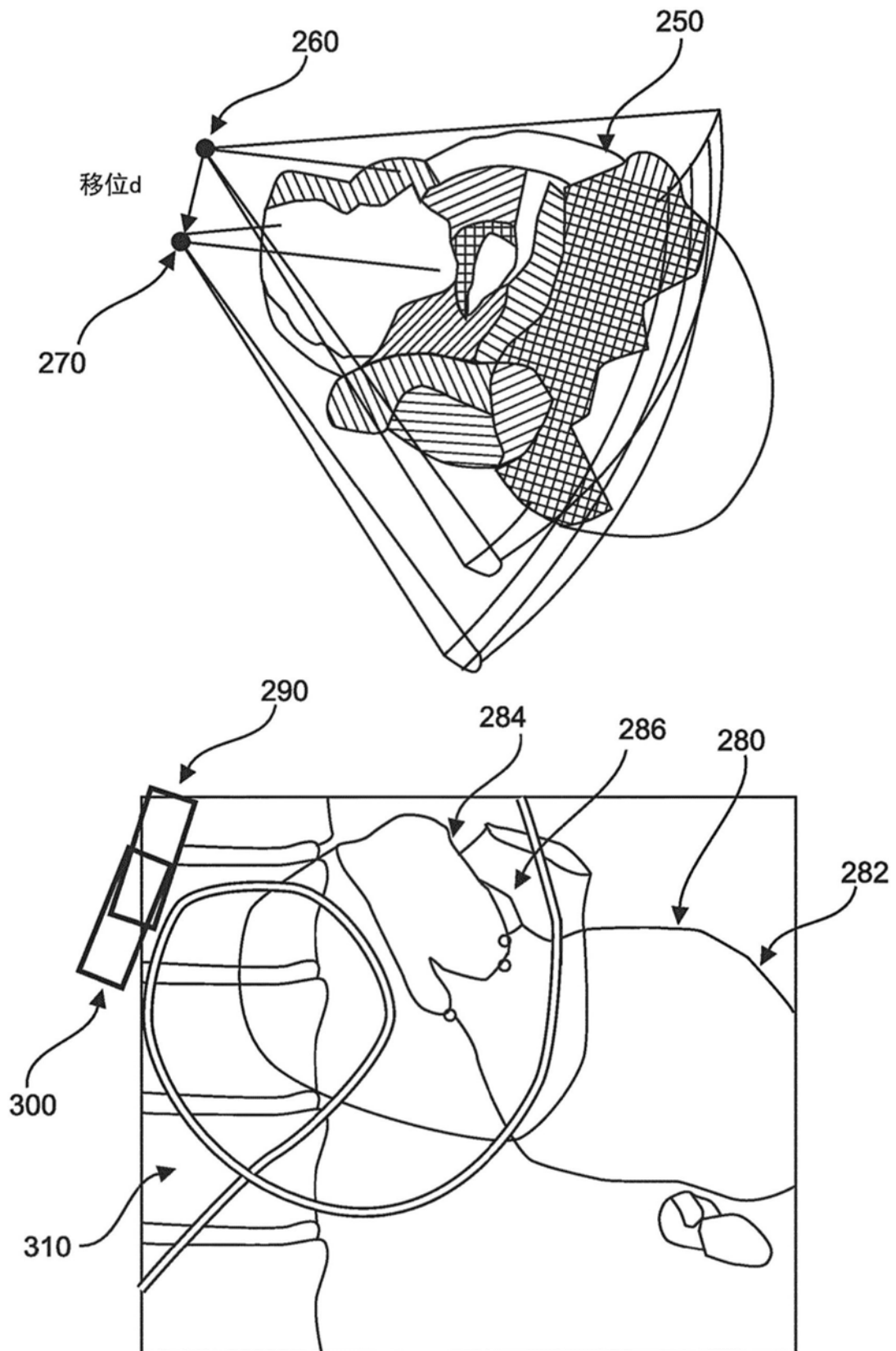


图5

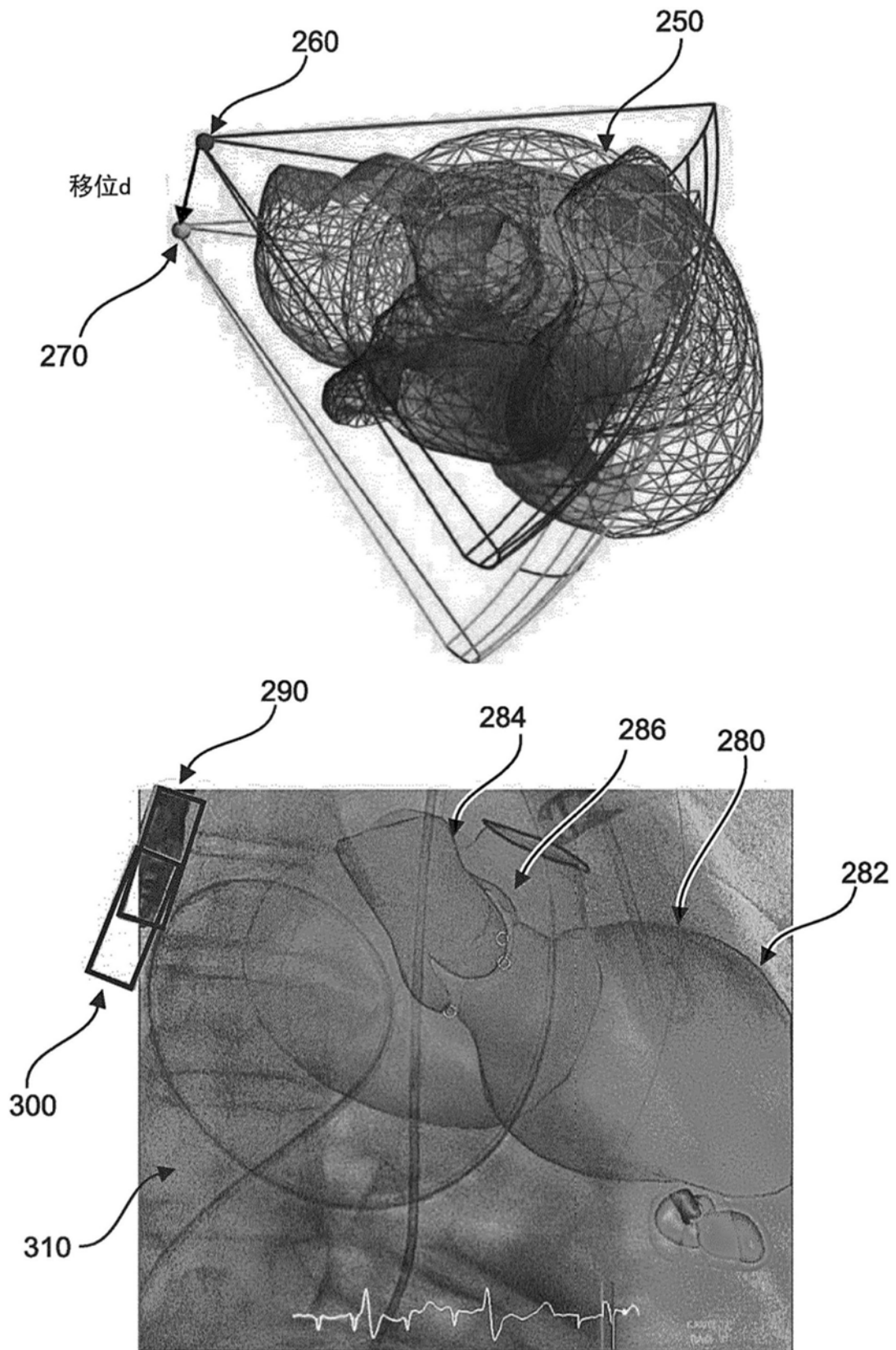


图6

专利名称(译)	用于跟踪身体部位中的超声探头的系统		
公开(公告)号	CN108289651A	公开(公告)日	2018-07-17
申请号	CN201680069152.4	申请日	2016-11-25
[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	FM韦伯 N奈霍夫 J威斯		
发明人	F·M·韦伯 N·奈霍夫 J·威斯		
IPC分类号	A61B6/12 A61B6/00 A61B8/08 A61B8/12 A61B8/00 G06T7/00		
CPC分类号	A61B6/12 A61B6/4417 A61B6/4441 A61B6/487 A61B6/5211 A61B6/5223 A61B6/5247 A61B6/547 A61B8/0841 A61B8/085 A61B8/0883 A61B8/12 A61B8/4245 A61B8/4263 A61B8/4416 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/5215 A61B8/5261 G06T7/344 G06T7/75 G06T2207/10116 G06T2207/10132 G06T2207/30048 G06T17/00 G06T19/20 G06T2207/20212 G06T2210/41 G06T2219/2016		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2015196173 2015-11-25 EP		
其他公开文献	CN108289651B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及用于跟踪身体部位中的超声探头的方位的系统。描述了采集(110)身体部位的部分的X射线图像，在所述身体部位的所述部分内定位有超声探头(20)。利用X射线图像确定(120)所述身体部位的所述部分中的超声探头的第一几何方位信息。采集(130)包括具有超声探头的身体特征的部分的至少一幅超声图像，所述采集(130)包括在比采集X射线图像的时间更晚的时间采集(140)所述至少一幅超声图像中的超声图像。确定(150)在所述更晚的时间的所述身体部位中的所述超声探头的第二几何方位信息，包括利用所述第一几何方位信息和包括所述身体特征的所述部分的所述至少一幅超声图像。

