



(43)申请公布日 2020.01.21

权利要求书3页 说明书15页 附图6页
按照条约第19条修改的权利要求书3页

1. 一种方法,包括:

在超声换能器扫描患者的身体时由包括处理器的系统接收超声图像数据,所述超声换能器包含跨身体表面分布的位置处的多个体表电极,所述超声图像数据包含所述患者的心脏的至少一个超声图像;

由所述系统从与所述超声换能器相关联的至少一个跟踪传感器接收跟踪数据,其中所述跟踪数据表示在超声换能器扫描所述患者的身体时所述超声换能器在三维空间中的位置;

由所述系统基于所述跟踪数据和所述超声图像数据确定心脏表面数据来表示沿着所述患者的心脏的表面的位置;以及

由所述系统导出几何数据,所述几何数据表示所述多个体表电极的所述位置与由所述心脏表面数据表示的沿着所述患者的心脏的所述表面的位置之间的几何关系。

2. 根据权利要求1所述的方法,其进一步包括由所述系统将所述至少一个超声图像分段,以确定沿着所述患者的心脏的所述表面的所述位置,所述位置对应于跨所述患者的心脏的所述表面分布的多个点。

3. 根据权利要求2所述的方法,其中确定所述心脏表面数据包括基于所述分段生成所述患者的心脏的心外膜表面网格,其中跨所述患者的心脏的所述表面分布的所述多个点对应于所述表面网格的节点。

4. 根据权利要求2或3中任一项所述的方法,其中基于所述患者的心脏的长轴和短轴对所述患者的心脏进行分段。

5. 根据权利要求2、3或4中任一项所述的方法,其中基于对所述患者的心脏的一个或多个解剖学界标的标识对所述患者的心脏进行分段。

6. 根据权利要求5所述的方法,其中所述一个或多个解剖学界标包括房室沟、肺动脉、主动脉弓和顶端中的至少一个。

7. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中接收所述跟踪数据进一步包括从多个电极跟踪传感器接收跟踪数据,使得所述跟踪数据进一步表示所述电极跟踪传感器在所述三维空间中的位置,所述电极跟踪传感器中的每个电极跟踪传感器的位置相对于所述多个体表电极中的至少一些体表电极具有预定位置。

8. 根据权利要求7所述的方法,其进一步包括由所述系统基于由所述跟踪数据表示的所述电极跟踪传感器的所述位置以及描述所述多个体表电极的所述位置的电极相对位置数据来确定所述多个体表电极在所述三维空间中的所述位置。

9. 根据权利要求7所述的方法,其中所述电极跟踪传感器中的至少一个电极跟踪传感器与所述多个电极中的相应电极的中心对准或相对于所述多个电极中的相应电极的中心共同定位。

10. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中所述至少一个跟踪传感器包括磁传感器、电磁传感器或光学传感器。

11. 根据权利要求1所述的方法,其中所述跟踪数据反映的所述超声换能器的所述位置与所述多个体表电极的所述位置之间的关系表达了所述多个体表电极在与所述超声换能器的所述位置的公共三维坐标系中的空间位置。

12. 根据权利要求11所述的方法,其中所述多个体表电极的所述位置和所述至少一个

超声图像在所述公共坐标系中配准。

13. 根据前述权利要求中任一项所述的方法, 其中所述超声图像数据包含随时间推移获取的多个超声图像帧, 所述方法进一步包括:

在空间上合成所述多个超声图像帧, 以生成包含所述患者的心脏的至少一部分的合成图像;

将所述合成图像分段, 以在所述合成图像中标识所述患者的心脏的所述表面;

基于所述分段生成所述患者的心脏的表面模型, 所述患者的心脏的所述表面上的所述位置对应于跨所述患者的心脏的所述表面模型分布的多个点。

14. 根据权利要求13所述的方法, 其进一步包括使用另一种成像模态来验证和/或细化所述患者的心脏的所述表面模型。

15. 一种系统, 包括:

多个体表电极, 所述多个体表电极定位在相对位置处并且被配置成放置在患者的身体表面上, 以非侵入性地测量来自所述身体表面的电活动;

非暂时性存储器, 所述非暂时性存储器用于存储数据和指令; 以及

处理器, 所述处理器用于访问所述非暂时性存储器并执行所述指令以至少:

访问超声图像数据, 所述超声图像数据对应于患者的身体的一个或多个超声换能器扫描, 所述超声图像数据包括包含所述患者的心脏的至少一个超声图像帧;

访问跟踪数据, 所述跟踪数据表示与所述超声换能器相关联的至少一个跟踪传感器的位置, 其中所述跟踪数据表示在所述超声换能器扫描所述患者的身体时所述超声换能器在三维空间中的位置;

基于所述跟踪数据和所述超声图像数据确定心脏表面数据来表示沿着所述患者的心脏的表面的位置; 以及

导出几何数据, 所述几何数据表示所述多个体表电极的所述位置与由所述心脏表面数据表示的沿着所述患者的心脏的所述表面的所述位置之间的几何关系。

16. 根据权利要求15所述的系统, 其进一步包括:

所述超声换能器, 所述超声换能器用于记录所述至少一个超声图像; 以及

所述跟踪传感器, 所述跟踪传感器与所述超声换能器耦合。

17. 根据权利要求16所述的系统, 其中所述跟踪传感器包括磁传感器、电磁传感器或光学传感器。

18. 根据权利要求15、16或17中任一项所述的系统, 其中所述指令进一步用于:

将所述至少一个超声图像分段, 以确定沿着所述患者的心脏的所述表面的所述位置, 所述位置对应于跨所述患者的心脏的所述表面分布的多个点,

其中所述心脏表面数据进一步包括基于所述分段的所述患者的心脏的心外膜表面网格, 并且

其中跨所述患者的心脏的所述表面分布的所述多个点对应于所述表面网格的节点。

19. 根据权利要求15、16、17或18中任一项所述的系统, 其进一步包括:

跟踪系统, 所述跟踪系统与和所述超声换能器相关联的所述至少一个跟踪传感器通信, 所述跟踪系统提供所述跟踪数据; 以及

多个电极跟踪传感器, 所述多个电极跟踪传感器与所述跟踪系统通信, 所述电极跟踪

传感器中的每个电极跟踪传感器相对于所述多个体表电极中的至少一些体表电极具有预定位置,所述跟踪数据进一步表示所述电极跟踪传感器在所述三维空间中的位置。

20.根据权利要求19所述的系统,其中所述指令进一步用于基于以下确定多个体表电极在所述三维空间中的所述位置:(i)由所述跟踪数据表示的所述电极跟踪传感器的所述位置;以及(ii)表示所述多个体表电极的所述相对位置的电极相对位置数据。

用于电生理标测的基于超声的几何确定

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2017年5月26日提交的题为“用于电生理标测的基于超声的几何确定 (ULTRASOUND-BASED GEOMETRY DETERMINATION FOR ELECTROPHYSIOLOGICAL MAPPING)”的美国临时专利申请第62/511665号的权益,所述美国临时专利申请以全文引用的方式并入本文中。

技术领域

[0003] 本公开涉及用于电生理标测的基于超声的几何确定。

背景技术

[0004] 可以基于计算机断层扫描 (CT) 与体表电极所记录的信号的组合来进行高级心脏标测。CT扫描可以用于获取心脏的心外膜表面以及体表电极相对于心外膜表面的位置两者。然而,CT扫描是昂贵的并且CT机器在某些场所不容易获得。另外,CT扫描使患者暴露于大量不必要的辐射下。

发明内容

[0005] 在一个实例中,一种方法包含在超声换能器扫描患者的身体时由包括处理器的系统接收超声图像数据,所述超声换能器包含跨身体表面分布的位置处的多个体表电极。所述超声图像数据包含所述患者的心脏的至少一个超声图像。所述方法还包含由所述系统从与所述超声换能器相关联的至少一个跟踪传感器接收跟踪数据。所述跟踪数据表示在超声换能器扫描所述患者的身体时所述超声换能器在三维空间中的位置。所述方法还包含由所述系统基于所述跟踪数据和所述超声图像数据确定心脏表面数据来表示沿着所述患者的心脏的表面的位置。所述方法还包含由所述系统导出几何数据,所述几何数据表示所述多个体表电极的所述位置与由所述心脏表面数据表示的沿着所述患者的心脏的所述表面的位置之间的几何关系。

[0006] 在另一个实例中,一种系统包含多个体表电极,所述多个体表电极定位在相对位置处并且被配置成放置在患者的身体表面上,以非侵入性地测量来自所述身体表面的电活动。非暂时性存储器可以存储数据和指令,并且处理器可以访问所述非暂时性存储器并执行所述指令以访问对应于患者的身体的一个或多个超声换能器扫描的超声图像数据。所述超声图像数据包含包括所述患者的心脏的至少一个超声图像帧。所述指令进一步用于访问跟踪数据,所述跟踪数据表示与所述超声换能器相关联的至少一个跟踪传感器的位置。所述跟踪数据表示在所述超声换能器扫描所述患者的身体时所述超声换能器在三维空间中的位置。所述指令进一步用于基于所述跟踪数据和所述超声图像数据确定心脏表面数据来表示沿着所述患者的心脏的表面的位置。所述指令进一步用于导出几何数据,所述几何数据表示所述多个体表电极的所述位置与由所述心脏表面数据表示的沿着所述患者的心脏的所述表面的所述位置之间的几何关系。

附图说明

- [0007] 图1描绘了用于基于超声的几何确定以进行心脏标测的系统的实例。
- [0008] 图2是描绘了用于生成心脏标测的几何数据的系统的实例的框图。
- [0009] 图3是描绘了用于生成心脏标测的几何数据的系统的另一个实例的框图。
- [0010] 图4描绘了标测和处理系统的实例。
- [0011] 图5描绘了用于基于所确定的几何数据进行心脏标测的另一个系统的实例。
- [0012] 图6是展示了可以用于获取心脏的表面的几何形状的方法的实例的流程图。
- [0013] 图7是展示了可以用于获取心脏的表面的几何形状的方法的实例的流程图。

具体实施方式

[0014] 本公开涉及确定表示心脏表面与体表电极之间的几何关系的几何数据。几何数据可以用于执行电生理图像标测(例如心电图成像(ECGI))。

[0015] 作为一个实例,经由超声换能器获取超声图像数据,所述超声换能器具有在对患者的身体(包含患者的心脏)进行超声扫描期间跟踪的位置。可以由附接到超声换能器的超声跟踪传感器实施位置跟踪,其中通过跟踪系统对三维空间中的传感器位置进行跟踪。因此,跟踪系统可以针对每个图像帧生成存储(例如在存储器中)以表示超声换能器的位置的跟踪数据。可以根据超声图像数据和跟踪数据确定心脏表面的几何形状(例如跨心脏表面分布的多个位置)。

[0016] 还可以确定体表电极的位置,这是基于由跟踪系统或以其它方式提供的跟踪数据。例如,可以在相对于体表电极已知的位置处提供多个电极跟踪传感器。因此,通过了解电极跟踪传感器在三维(3D)空间中的位置(例如根据跟踪数据),确定了相对于彼此具有已知相对位置的体表电极在3D空间中的位置。由于这种电极空间跟踪,可以从临床工作流程中省去如许多现有的心电图标测系统中进行的昂贵且耗时的成像—从而节省时间并降低成本。。一旦了解到体表电极和心脏表面的位置的位置,就可以容易地确定几何数据以表示在公共3D坐标系中心脏表面(心外膜和/或心内膜)与体表电极之间的几何关系。几何关系可以以各种形式提供,如3D空间坐标和/或这种坐标之间的向量。

[0017] 在一些实例中,将多个二维(2D)或三维(3D)超声图像相关并合成在一起,以产生心脏的至少一部分的超声图像(例如体积或图像集)。例如,从朝向成位于多个不同的角度的换能器发射超声束,以获取对患者的胸腔(包含心脏)的若干重叠扫描,从而从不同的视角生成患者的胸腔的对应图像。可以在空间上合成图像以构造一个或多个心脏表面(心外膜和/或心内膜)的至少一部分的超声图像集(例如图像体积)。通过将每个点中接收的数据组合在从每个角度接收的合成图像目标中,合成将从多个角度获得的给定目标的多个超声图像组合成单个合成图像。为了形成合成图像体积,通过扫描转换或重新采样使要组合的分量帧或目标回波在空间上对准(如果尚未通过公共光束控制参考对准的话)。然后如通过求平均或求和来合成像场中的公共空间位置,并且将所产生的合成图像存储在图像数据中并可以进行显示。

[0018] 为了促进准确合成并且实现定位心脏表面,将跟踪传感器相对于超声换能器的壳体固定,以在记录超声图像期间跟踪其位置(例如在三维空间中)。例如,跟踪传感器可以跟踪换能器的位置和朝向两者,以进一步促进超声图像的合成。另外,可以在三维坐标系中跟

踪(例如由一个或多个电极跟踪传感器)体表电极的位置,所述三维坐标系可以是用于心脏表面的几何形状的公共空间坐标系。例如,公共坐标系可以是跟踪系统的跟踪坐标系或超声成像系统的超声坐标系。超声换能器和/或体表电极的跟踪传感器的位置可以基于跟踪系统(例如磁跟踪、光学跟踪、电磁跟踪等),所述跟踪系统可以是同一跟踪系统或单独的跟踪系统。

[0019] 通过进一步举例,在一些现有方法中,用计算机断层扫描(CT)成像来确定心脏标测的几何数据。然而,CT成像是昂贵的、在某些区域未广泛使用并且会使患者暴露于电离辐射。如本文所公开的使用超声可以降低成本,增加电生理标测的可用性而不管CT成像的可用性并且可以减少或消除患者的辐射暴露。例如,由于超声成像系统可广泛使用,因此本文公开的方法不需要与放射科协调(花费时间并且在完成时需要转移图像)。最后,可以大大简化电生理图像标测的临床工作流程,从而使其对全世界的护理人员 and 患者来说更容易得到。

[0020] 图1展示了用于基于超声的几何确定如以用于在心电图标测中的使用的实例系统100。如本文所公开的,心脏几何数据可以与测量的电数据(非侵入性电测量结果)组合地使用,以确定如心脏或大脑等内部身体结构的电解剖图。为了一致起见,以下公开将电解剖图和电测量结果描述为与心脏相对应。在其它实例中,可以确定如大脑等其它解剖结构的图。

[0021] 系统100可以包含超声系统,所述超声系统包含用于获取多个超声图像(例如图像帧)的超声换能器102。例如,可以通过将换能器定位在不同的角度来获取多个图像帧并将所述多个图像帧合成以提供患者的心脏的3D图像。另外或可替代地,可以使用电子束来操纵束获取穿过身体表面的不同角度下的图像。

[0022] 超声换能器102可以获取心脏的至少一部分的超声图像,包含心脏的一个或多个表面(例如心外膜和/或心内膜表面)。超声换能器102可以是获取心脏的超声图像的标准超声换能器。例如,超声换能器102可以结合门控手绘系统(gated freehand system)使用以获取2D(b模式)超声图像和/或3D超声图像。

[0023] 通过举例,可以将超声图像的获取门控到心动周期。可以经由基于ECG信号或图像的回顾性门控技术执行这种门控。在一些实例中,可以响应于来自一个或多个体表电极106的心脏电信号(例如电描记图)来对获取进行门控。也就是说,由于可以随时间推移获取超声图像(根据成像采样率)并且可以同时测量心脏电活动,因此可以将一个或多个图像集门控到心脏电周期。门控过程提供了选择心脏的单个阶段进行成像和分段并进而提供对应的表面模型的能力。在另一个实例中,可以在一系列周期上选择心脏的多个阶段,并且对每个周期的图像进行分段和合成,以提供针对心脏周期的相应的不同阶段的多个心脏表面模型。在对心脏的多个阶段进行建模并且对背心电极(vest electrode)进行实时跟踪的情况下,可以将来自电极的数据标测到适当的阶段模型。这相当于具有标测数据的多阶段心脏模型。

[0024] 系统100还包含用于从传感器阵列104获取电数据(例如体表电势,如单极电描记图)的电测量系统。包含多个电极106的传感器阵列104被配置成放置在患者的躯干(如胸腔)的外表面上。将传感器阵列104定位在患者的身体外部,以便非侵入性地而不是侵入性地获取心脏电数据(例如使用导管或其它装置使电极106与心脏本身接触或靠近心脏本身)。尽管在图1中示出了患者身体的一侧,但是电极106可以跨患者的胸腔的前方和后方分

布。另外,虽然图1的实例中示出了八个电极,但是根据应用需要可以在不同的朝向上使用更多或更少数量的电极。

[0025] 例如,为了获取期望的数据用于体表标测或心电图成像(ECGI),可以将背心结构或其它结构应用于患者的胸腔,以便使用多个电极(例如大于100,如约252个电极)的总体上均匀分布的布置来完全覆盖患者的躯干。已知电极106的至少某些组在传感器阵列104中的相对位置定位和分布是先验的并且存储在(例如计算系统108的)存储器中。例如,电极106可以耦合到一个或多个衬底,如柔性材料网,所述柔性材料网可以是可穿戴服装(例如背心)的形式或以其它方式被配置成附接到患者的躯干。因此,衬底可以限制驻留在其上的电极106的相对位置。可以用作阵列104的非侵入性传感器阵列的一些实例示出并描述在美国专利第9,655,561号和国际申请第PCT/US2009/063803号中,所述文献中的每一个以引用的方式并入本文。

[0026] 超声换能器102和传感器阵列104可以与一个或多个计算装置108接口连接(直接地或通过相应的处理装置)。例如,计算装置108可以是独立计算机(例如个人计算机、膝上型计算机)、工作站、应用专用机器或处于网络环境中,在所述网络环境中,模块或数据中的一个或多个可以相对于用户通过一个或多个用户输入装置和/或图形用户接口与系统100交互的情况本地地或远程地驻留。因此,计算装置108包含一个或多个处理器110以及存储器112。处理器110访问存储于存储器中的数据 and 可执行指令以执行本文所公开的功能和方法。

[0027] 系统100还包含一个或多个跟踪系统114,所述一个或多个跟踪系统被配置成提供表示与超声换能器102相关联(例如安装在所述超声换能器上)的至少一个跟踪模态(例如跟踪传感器)116的位置的跟踪数据。例如,跟踪传感器116响应于跟踪系统的一个或多个场发生器生成的电磁场被实施为是跟踪系统114的一部分(被连接以向所述跟踪系统提供信号)的线圈。因此,跟踪系统114可以实现对其以五个自由度或六个自由度附接到的每个传感器和对象进行空间跟踪。可以通过电磁类型的跟踪系统检测到的传感器的实例可从加拿大安大略省的北方数字公司(Northern Digital, Inc.)商购获得。在其它实例中,根据跟踪系统108的类型,如光学跟踪系统、磁跟踪系统或其它类型的跟踪系统,可以使用用于确定(跟踪)超声换能器102的3D位置的其它类型的跟踪模态。

[0028] 对于电磁(EM)跟踪的实例,将充足数量的EM磁传感器集成到传感器阵列中,使得已知或者可以容易地确定背心的总体形状/位置。由于用于提供换能器和电极106两者的跟踪数据的共享磁场,跟踪传感器将会在与换能器相同的坐标系中提供3D位置和朝向。在一些实例中,所需的传感器数可以少于电极数,因为使用传感器处的朝向和位置来插置中间位置很容易。在其它实例中,为了减少计算量,可以将跟踪传感器集成到电极106中的每个电极中。

[0029] 在光学跟踪的一个实例中,假设患者是躺下的,则传感器阵列的一侧将会可能不可视,这意味着存在一些未知信息。在其它实例中,在对传感器位置进行扫描和跟踪期间,患者可以坐着或站着。作为又一个实例,可以使用光纤跟踪作为光学跟踪解决方案或作为磁跟踪的替换方案以进行电极跟踪。例如,包含光纤布拉格光栅(Fiber Bragg Grating)传感器的光纤可以在数百个位置沿着纤维检测3D位置和形状。传感器阵列104可以具有穿过背心缠绕的单个纤维,从而提供了背心沿着所述纤维的相对形状。真实世界坐标系中,这些

相对位置与背心的总体位置一起将会提供所有电极在所述坐标系中的充分位置信息,所述位置信息可以与超声图像空间配准。

[0030] 跟踪系统114向计算装置108提供跟踪数据,以表示在超声换能器扫描患者的身体时超声换能器102在3D中间中的位置(例如作为在跟踪系统114的3D坐标系中的坐标)。因此,跟踪系统114可以通过(例如有线的或无线的)通信链路向计算装置108提供跟踪数据。跟踪数据和超声图像数据可以进行时间同步(例如经由时间戳),使得在给定时间换能器的位置可以与相应的图像数据链接(以编程方式作为数据记录)。由于超声图像数据包含(多个)心脏表面的图像并且跟踪数据表示换能器在扫描期间的位置,因此计算装置被编程为基于跟踪数据和超声图像数据确定表示沿着患者的心脏的表面的位置的心脏表面数据。

[0031] 通过举例,计算装置108被编程(例如处理器110执行指令)为将超声图像(例如空间合成图像)分段,以确定跨患者的心脏的表面分布的多个空间点。在一个实例中,基于患者的心脏的长轴和短轴对患者的心脏进行分段。在另一个实例中,基于对患者的心脏的一个或多个解剖学界标(如房室沟、肺动脉、主动脉弓和/或顶端)的标识对患者的心脏进行分段。可以基于分段将心脏的表面建模为心脏表面网格,并且跨表面分布的所述多个点对应于表面网格的节点。基于超声换能器102的已知操作特性和配置以及表示换能器102在扫描期间的位置的跟踪数据,可以在3D空间中确定跨心脏表面的点中的每个点的位置(例如作为坐标)。

[0032] 在一些实例中,可以在用换能器102进行超声图像获取(扫描)期间实时执行分段。可以经由自动化算法(例如基于模型的分段、神经网络等)或手动地完成分段。超声图像的实时分段允许通过获取更多图像来迭代地改进分段信息。例如,可以执行空间合成和分段以生成心脏表面的图形表示,所述图形表示可以提供反馈(在显示器上的图形信息)以在扫描期间帮助引导用户。

[0033] 作为进一步实例,可以通过计算装置108计算置信度度量,作为患者的心脏的相关并且合成的超声图像的完整或不完整程度的函数。置信度度量可以从对合成体素体积中的各个体素有贡献的超声图像平面的数量(例如相对量)导出。例如,如果体积区域中仅60%的体素通过超声图像进行采样,则置信度度量(~60%)低于90%的体素具有记录值的区域。另外或可替代地,由超声图像合成各个体素的次数同样地可以用于确定经过扫描的图像体积的完整度的量度。每个体素具有多个平面可以帮助确存储于体素上的实际数据的准确性并且由此确保所得分段的准确性。以此方式,置信度矩阵可以帮助标识具有太多遗漏体素的区域,并且系统可以提供反馈以引导用户进一步扫描有太多遗漏体素和/或太少平面对那些确实具有数据的体素有贡献的区域。另外,分段可以驱动对于向用户报告这一度量来说重要的区域。

[0034] 反馈进一步可以指示需要对心脏的哪一个(多个)区域进行扫描,从而使得用户可以将换能器重新定位,以扫描(多个)遗漏区域。例如,可以实施分段以标识心脏的长轴和短轴的末端的位置。例如,可以基于对分段的合成超声图像(例如经由阈值化检测的边缘)的统计分析来计算置信度度量作为误差函数,以指示长轴和短轴的末端的置信度值。例如,可以计算与对应于心脏表面上的这些或其它点的像素或体素相关联的误差,以提供置信度量。

[0035] 另外,电极106中的一个或多个电极的位置是已知的。在一些实例中,已知位置在

3D空间中是先验的,或者在其它实例中,可以基于一个或多个电极空间跟踪模态118确定位置。与空间跟踪模态116类似,例如,传感器跟踪模态118可以是跟踪系统114的一部分。因此,跟踪系统114可以向计算装置108提供跟踪数据,以表示随时间推移超声跟踪传感器116和电极跟踪传感器118中的每个电极跟踪传感器的位置。如所提及的,跟踪数据可以相对于来自超声换能器102的图像数据和从传感器阵列104感测到的电数据进行时间同步(使用时间戳)。

[0036] 作为一个实例,还通过使用集成到传感器阵列104中的电极跟踪传感器118的布置来直接地或间接地跟踪电极106的至少一部分的位置。例如,在传感器与给定的电极106共同定位(例如与给定电极的质心或边缘竖直地对准)时,直接地跟踪给定电极。在相应的跟踪传感器相对于给定电极具有已知位置时,间接地跟踪电极。因此,通过将跨传感器阵列分布的位置处的跟踪传感器118相对于电极放置在已知的相对位置处,容易基于表示跟踪传感器的位置的跟踪数据确定3D空间中的电极位置。因此,电极中的每个电极在3D空间中的位置可以作为电极位置数据存储在存储器112中。

[0037] 在一个实例中,超声换能器102和传感器阵列104以及跟踪系统114可以与单独的计算装置108接口连接。作为另一个实例,超声换能器102、传感器系统104和跟踪系统114可以与同一计算装置108接口连接。计算装置108还可以被配置成控制图像获取并基于来自跟踪系统114的跟踪数据跟踪在图像获取期间超声换能器102在三维(3D)中的位置。计算装置106还可以通过传感器阵列104控制数据获取并基于来自跟踪系统108的跟踪数据跟踪传感器系统104的位置。计算装置被进一步配置成导出表示所述多个体表电极106的位置与如心脏表面数据所表示的沿着患者的心脏的表面的位置之间的3D几何关系的几何数据。如本文所公开的(参见例如图4和图5),可以将通过电极测量的电数据作为电数据存储在存储器中并与几何数据(由计算装置基于超声图像数据和跟踪数据确定)组合,以生成一个或多个心电图。使用超声而非CT来确定几何数据可以使心脏标测能够在更多不同的环境中、与其它传统的心脏检查组合地、以更少的时间并且以更低的发生。

[0038] 图2和图3描绘了可以实施的几何确定系统的功能性框图。在每个实例中,功能性框表示数据和功能或可由一个或多个处理器(例如处理器110)执行以用于执行所公开的功能的方法。

[0039] 图2描绘了可以用于生成表示心脏表面与体表电极(例如电极106)的布置之间的3D空间关系的几何数据202的系统200的实例。系统200包含超声系统,所述超声系统包括超声装置204、超声界面/控件和超声图像处理单元216。超声装置204包含换能器阵列206。因此,超声装置204可以在与患者的皮肤(例如经由如凝胶等界面介质)物理接触的同时执行扫描,以生成患者的身体的超声图像,包含患者的身体的内部内容物。

[0040] 如本文所公开的,超声装置204包含集成到装置204中以提供与装置的3D位置相关联的跟踪信息的一个或多个传感器208。如所展现的,传感器阵列212定位在患者的身体210上。传感器阵列可以包含用于测量电活动(例如跨表面的电描记图)的跨患者的外部身体表面分布的电极的布置。因此,在将传感器定位在患者的身体上时,可以进行超声扫描。在一些情况下,传感器阵列212的一部分可以在超声扫描期间重新定位,或者超声换能器可以集成到传感器阵列中。

[0041] 超声装置204进而向超声界面控件模块214提供信号。超声界面/控件214可以处理

来自装置204的信号以用于基于所接收的信号生成对应的超声图像。超声图像处理器216对图像帧进行处理,以生成超声图像数据218。例如,超声图像处理器216包含用于使超声界面/控件模块214提供的图像帧在空间上相关并合成的空间合成功能220。还可以将超声图像数据218提供到显示器222以使装置204正在扫描的当前图像可视化并且由此向用户提供引导以供相对于患者的身体210定位换能器阵列206。

[0042] 在一些实例中,超声图像处理器216可以计算提供对患者的心脏的完整度的指示的置信度度量作为数据218的一部分。置信度度量可以作为值呈现在显示器上或者以其它方式用于引导用户。例如,通过显示随时间推移的合成图像,可以将未充分成像的一个或多个部分可视化为一不完整图像,并且可以相应地调整超声束的扫描角度。

[0043] 基于与患者的身体(包含心脏)的相关并且合成的图像相对应的超声图像数据218,可以将分段方法224应用于图像。分段提供了患者的心脏的对应的分段表面226。作为一个实例,分段可以包含相对于超声图像进行阈值化和/或边缘检测以用于标识(多个)感兴趣心脏表面。

[0044] 表面位置计算器228可以基于心脏的分段表面226以及跟踪数据232生成心脏表面数据230,所述跟踪数据表示在由传感器208提供跟踪数据时超声装置204的位置和朝向。例如,传感器208可以向跟踪系统234提供对应的传感器信号,所述跟踪系统可以将传感器信号转换成对应于跟踪数据232的对应3D位置(例如空间坐标和朝向)。如所提及的,跟踪数据还可以加时间戳,以使超声装置相对于用于产生超声图像218的图像帧的位置和朝向时间相关。因此,表面位置计算器可以计算心脏表面数据,所述心脏表面数据表示跨与分段表面226相对应的表面分布的多个点在对应坐标系中的3D坐标。如本文所公开的,时间相关还可以用于使图像帧能够门控到心脏电周期的一个或多个阶段。

[0045] 在图2的实例中,电极位置由电极位置数据236指定。例如,可以根据扫描和在此类扫描期间实施的跟踪分别(不同时间和/或地方)生成电极位置数据236。电极位置数据236可以处于与心脏表面数据230相同的坐标系中。在其它实例中,电极位置数据236可以根据具有已知关系或相对于心脏表面数据230可确定的关系的系统表示多个感测电极中的每个感测电极的位置。几何关系计算器238被编程为基于心脏表面数据230和电极位置数据236计算几何数据202。因此,几何数据表达了所述多个体表电极中的每个体表电极在节点跨心脏表面分布的公共三维坐标系中的空间位置。

[0046] 图3描绘了可以用于生成几何数据302的另一个系统300的实例。在图3的实例中,利用通过加100增大的相同附图标记来标识先前关于图2所介绍并描述的特征。因此,可以返回参考图2和其对另外的信息的描述。系统300以与关于图2的系统200所公开的方式类似的方式操作。然而,传感器阵列312包含分布在传感器阵列上的跟踪传感器340的布置。跟踪传感器340相对于阵列上的电极具有已知位置和朝向。跟踪传感器与电极之间的关系描述于电极跟踪系统位置数据342中,所述电极跟踪系统位置数据可以存储于系统300的存储器中。因此,电极跟踪感测位置数据342描述了传感器阵列312中的跟踪传感器与相应的电极之间的相对几何形状。

[0047] 跟踪传感器340中的每个跟踪传感器根据利用的跟踪模态将跟踪信息传送到跟踪系统334。例如,跟踪传感器340可以响应于跟踪系统334的场发生器生成的EM场经由电导体向跟踪系统提供电信号。类似地,超声跟踪传感器308响应于同一场向跟踪系统334提供跟

踪信息。因此,跟踪系统提供的所得跟踪数据332包含传感器340和308中的每个传感器的3D位置(例如空间坐标)并且在一些实例中还包含其朝向。与超声装置304相关联的传感器数据被表面位置计算器328用于生成心脏表面数据330,所述心脏表面数据表示3D空间中跨心脏表面(例如在空间上相关并且合成的表面)分布的多个点。

[0048] 电极位置计算器(未示出)基于电极跟踪传感器340的跟踪数据332以及电极跟踪传感器位置数据342来确定传感器阵列312中的电极中的每个电极的位置。电极计算器可以集成为几何关系计算器338的一部分,或者电极计算器可以是向几何关系计算器338提供电极位置数据的单独的功能。因此,电极的所得电极位置数据可以与图2的数据236类似并且在一些实例中位于同一空间坐标系中。几何关系计算器338进而基于心脏表面数据330和电极位置数据计算几何数据302,所述电极位置数据是从跟踪数据和位置数据342导出的。

[0049] 图4描绘了可以用于执行医疗测试(诊断、筛查和/或监测)和/或对患者的治疗的系统350的实例。在一些实例中,可以实施系统350以基于以本文所公开的方式生成的几何数据实时生成患者的心脏352的对应图。另外或可替代地,系统350可以用作治疗程序的一部分,以帮助医师基于生成的一个或多个心电图确定用于将疗法递送给患者的参数(例如递送位置、疗法的量和类型)。

[0050] 作为一个实例,可以其上固定有一个或多个疗法递送装置356的导管插入患者的身体354内,以便以心内膜或心外膜的方式接触患者的心脏352。可以使用从如本文所公开的心脏的一个或多个电解剖图中提供的几何数据和信息引导疗法递送装置356的放置。引导可以自动化、半自动化或基于提供的信息手动地实施。本领域技术人员将理解和领会可以利用的疗法递送装置356的各种类型和配置,所述类型和配置可以根据治疗类型和程序而变化。例如,疗法装置356可以被配置成递送电疗法(例如射频消融或刺激)、化学疗法、声波疗法、热疗法或其任何组合。还可以经由疗法系统358和定位在身体内的侵入性疗法递送装置356递送其它类型的疗法。在一些实例中,可以省略疗法系统358和疗法装置356。

[0051] 作为进一步实例,疗法系统358可以定位在患者身体354外部并且被配置成控制装置356递送的疗法。例如,疗法系统358包含可以经由电连接在递送装置(例如一个或多个电极)356与疗法系统358之间的导电链路传送(例如供应)电信号的控件(例如硬件和/或软件)360。一个或多个传感器(未示出)还可以将来自疗法装置356的传感器信息传回疗法系统358。例如,装置356相对于心脏352的位置可以经由跟踪模态在术中确定和跟踪并经由标测系统362显示。因此,可以将装置356的位置以及疗法参数组合以确定和控制对应的疗法应用。标测系统362的功能可以实施为可由一个或多个处理器(例如处理器110)执行的机器可读指令。

[0052] 在图4的实例中,传感器阵列364(例如对应于阵列104、212、312)包含可以用于记录患者的电活动的一个或多个电极。可以将形成阵列364的感测电极安装到衬底(例如可穿戴服装)上、应用于感测电极或单独安装的电极的带上。作为一个实例,传感器阵列364可以对应于体表传感器的高密度布置(例如多于约200个电极),所述体表传感器分布在患者的胸腔的一部分上方以用于测量与患者的心脏相关联的电活动(例如作为心电标测程序的一部分)。可以使用的非侵入性传感器阵列的一些实例示出并描述于以上并入的美国专利第9,655,561号和国际申请第PCT/US2009/063803号中。可以使用其它布置和数量的感测电极作为传感器阵列364。作为一个实例,阵列可以是减小的电极组,所述组不覆盖患者的整个

胸腔并且被设计成用于测量特定目的(例如专门设计用于分析心房纤颤和/或心室纤颤的电极的阵列)的电活动和/或用于监测心脏的预定空间区域(例如(多个)心房区域或者(多个)心室区域)的电活动。

[0053] 还可以将一个或多个传感器定位在插入患者的身体内的装置356上。此类传感器可以单独地或结合非侵入性传感器364用于标测心内膜表面(如心室的壁)以及心外膜表面的电活动。

[0054] 在用于获取患者的电信息(包含非侵入性感测或侵入性感测与非侵入性感测的组合)的此类示例方法中的每个示例方法中,(多个)传感器阵列364向对应的测量系统366提供感测的电信息。测量系统366可以包含适当的控件和关联的电路系统368以用于提供由传感器阵列364中的传感器检测到的电活动的对应测量数据370。测量数据370可以包含模拟和/或数字信息(例如对应于经由传感器阵列104、212、312测量的电信号)。

[0055] 控件368还可以被配置成控制数据获取过程(例如采样率、线路滤波)以用于测量电活动并提供测量数据370。在一些实例中,控件368可以如响应于用户输入与疗法系统操作分开地控制对测量数据370的获取。在其它实例中,可以与通过疗法系统递送疗法同时地且同步地获取测量数据370,以检测心脏352响应于应用给定疗法发生的电活动(例如根据疗法参数)。例如,可以利用适当的时间戳对相应测量数据370与用于递送疗法的疗法参数之间的时间关系进行索引,以便于对所述疗法进行评估和分析。

[0056] 标测系统362被编程为通过应用适当的处理和计算来将对应于心脏352的电活动的测量数据370与几何数据372结合,以提供对应的输出数据374。几何数据372可以对应于基于超声的几何数据,如可以由装置108确定的数据、数据202或数据302或通过本文所公开的图6和图7的方法确定的数据。因此,几何数据372表示在三维坐标系中心脏表面上的点与定位在躯干表面上的电极之间的3D几何关系。作为一个实例,输出数据374可以包含展现了相对于患者的心脏352的几何表面确定的心律不齐驱动程序(arrhythmia driver)的一个或多个图形图(例如从叠加在心脏352的表面上的电测量导出的信息)。

[0057] 由于测量系统366可以同时测量预定区域或整个心脏的电活动(例如,其中传感器阵列364覆盖患者的身体354的整个胸腔),因此所得输出数据(例如标识的稳定转子和/或其它心电图的可视化属性)374还可以以在时间和空间上一致的方式表示预定区域或整个心脏的并发数据。可以基于用户输入来选择计算输出数据/图的时间间隔(例如从一个或多个波形中选择定时器间隔)。另外或可替代地,所选间隔可以与由疗法系统358对疗法的应用同步。

[0058] 例如,电描记图重构380可以被编程为基于电测量数据370和几何数据372计算反解并提供对应的重构心电图。因此,重构的电描记图可以对应于跨心脏包膜的心电活动并且可以包含静态的(在给定的时间瞬间为三维的)和/或动态的(例如随时间推移变化的四维图)。可以通过电描记图重构380实施的反向算法的实例包含美国专利第7,983,743号和第6,772,004号所公开的那些反向算法。因此,EGM重构380可以将经由传感器阵列364测量的体表电活动重构到心脏包膜上的大量位置(例如多于1000个位置,如约2000个位置或更多)上。例如,位置可以是跨从超声图像数据和跟踪数据导出的网格模型分布的节点(例如对应于由心脏表面数据230、330限定的点),如本文所公开的。

[0059] 如本文所公开的,心脏包膜可以对应于与心脏相对应的3D表面几何形状,所述表

面可以是至少部分地从超声图像数据导出的心外膜和/或心内膜表面模型。另外,电描记图重构380所利用的几何数据372可以如基于如本文所公开的超声图像数据对应于实际患者解剖学几何形状、预编程通用模型或其组合(例如基于患者解剖结构修改的模型/模板)。

[0060] 如上文所提及的,几何数据372可以对应于基于患者的超声图像数据构建的数学模型。可以在几何数据372中标识包含电极在传感器阵列364中的位置的适当的解剖学界标或其它界标,以便于对电测量数据370进行配准并在对电测量数据执行反向方法。对此类界标的标识可以手动地(例如由人经由图像编辑软件)或自动地(例如经由图像处理技术)完成。通过进一步举例,几何数据372的超声成像和生成可以与记录用于生成电测量数据370的电活动同时执行。在另一个实例中,超声成像可以与电测量分开(例如在获取测量数据之前或之后)执行。

[0061] 在确定跨心脏352的几何表面的电势数据(例如根据以非侵入性方式获取的测量或根据以非侵入性方式和侵入性方式两者获取的测量计算的电描记图数据)之后(或同时),电描记图数据可以通过标测系统362进一步进行信号处理以生成输出数据374,所述输出数据可以包含心脏电活动的一个或多个图形图或其导出结果。标测系统362可以包含被编程为表征跨心脏包膜的电信息的一种或多种方法。

[0062] 输出发生器384可以被编程为基于输出数据374生成一个或多个图形输出(例如波形、电解剖图等)以进行显示。可视化引擎388可以控制显示的输出的特征。例如,可以响应于经由图形用户界面(GUI) 390的用户输入选择与显示的图形输出相关联的参数,所述参数对应于计算的图或波形的输出可视化,所述输出可视化如包含选择时间间隔、时间和空间阈值以及要呈现在显示器392中的信息的类型等。例如,用户可以采用GUI 390来选择性地对用于处理电测量数据370的一种或多种方法所利用的一个或多个参数(例如时间和空间阈值、滤波器参数等)进行编程。因此,标测系统362可以生成对应的输出数据374,所述输出数据进而可以被渲染成显示器392中的对应图形输出,所述图形输出如包含一个或多个图形可视化394。例如,输出发生器384可以生成图和其它输出可视化。

[0063] 另外,在一些实例中,输出数据374可以被疗法系统358利用。例如,控制系统360可以基于输出数据374实施完全自动化控制、半自动化控制(部分自动化且响应于用户输入)或手动控制。在一些实例中,疗法系统358的控件360可以利用输出数据374来控制一个或多个疗法参数。作为一个实例,控件360可以基于通过一种或多种方法标识的一种或多种心律不齐驱动程序来控制消融疗法到心脏的部位(例如心外膜壁或心内膜壁)的递送。在其它实例中,个体可以查看在显示器中生成的图,以手动控制疗法系统。还可以基于输出数据374和在显示器392上呈现的对应的图形图394来控制其它类型的疗法和装置。

[0064] 图5示出了用于使用基于超声的几何确定进行心脏标测(例如心电图成像(ECGI))的另一个系统400的实例。心脏图仅仅是可以由系统400生成的作为显示图407的电解剖图的一个实例。类似于图4的系统,系统400可以基于如依据基于超声的几何确定而确定的患者几何数据404以及由体表电极记录的电数据405来生成并显示图407。几何数据404可以体现为可以在超声成像期间生成和更新的模型。作为一个实例,几何数据404可以对应于患者的整个器官(如心脏)或整个器官的一部分的表面模型,所述模型可以以图形方式呈现为显示图407中的二维表示或三维表示。例如,可以使用迫使模型保持总体心脏形状的形状约束来创建模型,从而防止模型使其自身适应不现实的几何形状。可以基于来自另一个成像模

态的图像(例如来自患者自身或来自其他患者的心脏的MRI图像或CT图像)或通用心脏模型来细化和/或验证对应于从超声图像和跟踪数据导出的心脏表面的总体心脏形状。

[0065] 可以基于几何数据404和电数据405来确定显示图407。几何数据404可以基于合成体积,所述合成体积是基于多个超声图像403确定的。超声图像403可以为2D(b模式)切片或4D体积。超声图像403的合成可以使信噪比提高。作为一个实例,对获取的门控可以促进在心动周期的相同阶段合成超声图像403。

[0066] 基于合成的超声图像406和跟踪数据401提供几何数据404。在此实例中,跟踪数据401包含超声换能器位置数据402和电极位置数据408。超声换能器位置数据402与超声换能器(例如换能器102、206、306)在扫描期间的位置和朝向有关。因此,数据402表示换能器在3D空间中的位置,所述换能器用于生成超声图像数据403。跟踪数据401还包含电极位置数据,所述电极位置数据表示与换能器坐标的坐标系相同的传感器409的3D位置。

[0067] 可以将基于模型的分段应用于超声图像数据(例如,空间合成图像),从而导出心脏表面网格。在一些实例中,进行测试的用户可以选择超声图像403上的参考点,所述参考点可以与换能器位置数据402相关以确定3D空间中的坐标。作为另一个实例,系统400可以相对于换能器位置数据402自动地对网格上的点进行分段和配准。此分段可以早早地开始于获取,并且随着获取更多的数据,在随时间推移获取了另外的超声图像帧时,分段可以自动地细化。

[0068] 通过举例,超声换能器位置数据402可以包含由一个或多个六自由度传感器记录的位置和朝向,所述一个或多个六自由度传感器附接到超声换能器上。六自由度传感器允许跟踪换能器的位置和朝向,并且在获取的图像之间实现基于时间的相关,以便于进行合成。电传感器位置数据408可以与相对于电传感器409(电测量系统410的一部分)具有已知位置的一组跟踪元件有关,所述电传感器用于测量跨身体表面的电活动。因此,电传感器位置数据408用于确定测量系统410的电传感器(电极)409的位置,并且向在共同坐标系中配准的作为超声图像空间和心脏表面模型的电极提供对应的几何数据404。测量系统410可以对经由输入通道从传感器409中的每个传感器提供的信号采用信号处理(例如滤波器、通道完整性检测)。

[0069] 传感器409可以测量电信号,所述电信号可以以采样率进行数字化并作为电数据405与几何数据404存储于存储器中。电解剖图发生器406包含用于将电数据405与几何数据404组合以确定显示图407的(可由处理器执行的)指令。可以对电解剖图发生器406进行编程以实施逆向方法,所述逆向方法使记录在身体表面上的电数据405与对应于心脏的几何形状的几何数据404相关。可以由电解剖图发生器406实施以根据电数据405和几何数据404重构心脏包膜(心脏表面)上的电描记图的逆向方法的实例包含美国专利第7,983,743号和第6,772,004号中公开的方法。用于解决反向问题的本技术和其它技术可以通过将身体表面电测量与患者的几何信息组合来生成电生理数据。因此,电解剖图发生器使用逆向方法的结果来提供与患者的几何数据404配准的对应的电数据405,从而同时为心脏包膜(心脏表面)上的多个点中的每个点提供电势。

[0070] 如上所述,可以将对应于电数据405的测量位置与患者几何数据404配准到公共坐标系中,并提供跟踪数据401。例如,电数据405可以存储于行(对应于每个输入通道的不同空间位置)和列(对应于样本)的数据结构中,其中数据的行具有与驻留在患者几何数据404

上的相应点的索引相同(或被配准到所述行)的索引。电数据405与患者几何数据404之间的这种配准或索引关系由超声换能器位置数据402与电传感器位置数据408之间的虚线指示。在一个实例中,所述列中的每个列中的样本可以表示跨患者的整个表面区域(例如,心脏)的同时信息。

[0071] 鉴于上文所描述的前述结构特征和功能特征,将参考图6和7更好地理解可以实施的方法。尽管出于简化说明的目的,所述方法被示出并描述为顺序执行,但是应当理解和认识到,本发明不受所示顺序的限制,因为一些方面可以以与本文所示出并描述的顺序不同的顺序和/或同时发生。而且,可能不需要所有示出的特征来实施一种方法。例如,所述方法或其可执行部分可以被实施为存储在非暂时性存储介质中的指令,并且可以由计算机装置或专用计算机装置(例如,专用计算机或工作站)的处理器执行,以访问数据源并执行本文所公开的操作。

[0072] 图6描绘了示例方法500,如可以经由图1、图2或图3的系统实施的方法,所述系统可以包含一个或多个处理器和存储器(本地和/或远程)。所述方法开始于502,接收超声图像数据。如本文所公开的,在超声换能器扫描患者身体时,可以由超声装置生成图像数据,所述超声装置包含定位在已知相对位置处的多个体表电极。超声图像数据包含患者的心脏的一个或多个超声图像(图像帧)。在一些实例中,超声图像数据是合成图像,所述合成图像包含患者的心脏的至少一部分。例如,在空间上合成多个超声图像帧以生成合成图像。

[0073] 在504处,接收跟踪数据。可以基于来自一个或多个跟踪传感器的跟踪信号生成跟踪数据,所述一个或多个跟踪传感器与承载换能器的超声探头相关联(例如,附接到超声)。跟踪数据表示在超声换能器扫描患者的身体时超声换能器随时间推移在3D空间中的位置。例如,跟踪数据由跟踪系统(例如,108、234、334)基于跟踪传感器信号生成,以提供每个相应的跟踪传感器以及其所附联的对象的位置和朝向。

[0074] 在一些实例中,基于来自电极跟踪传感器的跟踪信号提供在504处接收的跟踪数据,使得跟踪数据进一步表示电极跟踪传感器在三维空间中的位置。例如,电极跟踪传感器中的每个电极跟踪传感器的位置相对于多个体表电极中的至少一些体表电极具有预定的(已知的)相对位置。因此,可以基于由跟踪数据表示的电极跟踪传感器的位置和描述多个体表电极相对于彼此且相对于跟踪传感器的已知相对位置的电极相对位置数据来确定体表电极中的每个体表电极的3D空间位置。如所提及的,电极跟踪传感器可以与多个电极中的相应电极的中心对齐或相对于所述中心共同定位。

[0075] 在506处,方法500包含基于跟踪数据和超声图像数据确定心脏表面位置数据,所述心脏表面位置数据表示沿患者的心脏的表面的空间位置(例如3D坐标)。例如,将合成超声图像分段以在合成图像中标识患者的心脏的表面。可以基于分段图像来生成患者的心脏的表面模型,使得患者的心脏的表面上的位置对应于跨患者的心脏的表面模型分布的多个点。作为进一步实例,表面对应于基于分段图像生成的患者的心脏的心外膜表面网格。因此,网格的节点表示跨患者的心脏的表面分布的点,对应的电信号重构到所述点上。

[0076] 在508处,确定电极位置数据。电极位置数据表示多个身体表面电极在3D空间中的位置。如本文所公开的,可以根据与用于在502处导出超声图像数据的超声图像扫描单独地(在时间上)执行的过程来确定电极位置。例如,可以使用激光数字化仪来确定电极的相对3D位置。在一些实例中,跟踪传感器的布置相对于电极中的一些电极以已知的空间关系(和

朝向)定位,使得电极跟踪数据可以用于将电极跟踪传感器和关联电极配准到具有心脏表面数据的公共坐标系中。因此,可以基于如由跟踪数据表示的电极跟踪传感器的位置和描述多个体表电极和跟踪传感器的已知相对位置的电极相对位置数据来计算电极位置数据。电极跟踪传感器的数量以及其相对于电极的位置可以根据电极的数量以及其跨患者的身体的分布来设置。

[0077] 在510处,基于电极位置数据和心脏表面数据导出几何数据。因此,几何数据表示在多个体表电极的位置与沿患者的心脏的表面的由心脏表面数据表示的位置(例如,节点)之间的几何关系(例如,在3D空间中)。如本文所公开的,可以用体表电极非侵入性地测量电信号,并且可以基于所测量的信号和几何数据将对应的电信号重构到心脏表面上。

[0078] 图7描绘了方法550的另一个实例,所述方法用于生成对应于公共3D坐标系中的心脏表面的模型与感测电极之间的几何关系的几何数据。虽然在图1的系统100的上下文中描述了图7的方法550使得参考回图1,但是所述方法可应用于如本文所公开的其它系统配置。

[0079] 在552处,可以在患者佩戴传感器阵列104的同时(例如,通过超声换能器102)获取超声图像。在554处,在扫描时,可以跟踪超声换能器102在3D空间中的位置。例如,跟踪传感器116附接到超声换能器102,并且跟踪系统114提供表示换能器随时间推移在552处扫描期间在3D空间中的位置的对应跟踪数据,使得可以生成具有真实世界坐标的一个或多个图像体积。作为一个实例,超声跟踪传感器116可以包含附接到超声换能器102的五自由度或六自由度传感器线圈,所述五自由度或六自由度传感器线圈跟踪其所附接到的换能器的位置和朝向。因此,跟踪系统108提供超声换能器102随时间推移的位置和朝向信息,所述位置和朝向信息使得获取的图像之间能够相关以进行合成。如本文所公开的,还可以提供心动周期之间的时间相关性。

[0080] 作为一个实例,心脏表面的几何形状可以表示为心脏表面的网格。可以基于相关超声图像和合成超声图像以及超声换能器102的位置(来自跟踪系统114)来确定心脏表面的空间几何形状。可以根据基于模型的分段程序从图像中导出心脏表面的几何形状,基于在超声图像中的一个或多个超声图像上标识的一个或多个参考点,所述基于模型的分段程序可以是自动化的和/或手动的。参考点可以包含解剖学标识,如本文所公开的。另外地或可替代地,可以基于心脏的长轴和短轴对心脏进行分段。

[0081] 在556处,同样在超声扫描期间,可以跟踪电极106在传感器阵列104中的位置(通过跟踪系统108)。例如,可以根据相对于电极具有已知位置的电极跟踪模态(例如,跟踪传感器118)的位置来跟踪电极106的位置。在一些实例中,通过使用相同的跟踪系统114对换能器102和电极106两者进行定位,因此可以确定电极在与图像体积相同的坐标系中的空间位置。结果,已知相对于获取的图像体积(合成图像)的每个电极位置。在其它实例中,可以使用与传感器116不同的跟踪模态来跟踪电极,但是将需要与图像体积(和心脏表面模型)配准到公共坐标系中。

[0082] 作为一个实例,电极跟踪模态118可以包含嵌入或附接到传感器阵列104的传感器的多个跟踪元件。例如,跟踪采用至少两个跟踪传感器118,如六自由度传感器,所述跟踪传感器具有在(固定于)传感器处或相对于传感器的已知位置。跟踪系统114可以包含任何数量(如足以确定跨患者身体表面分布的传感器的位置)的跟踪元件。跟踪系统108可以提供对应于身体表面上的模态的位置和朝向的跟踪数据。例如,传感器跟踪模态118可以包含比

电极更少的跟踪元件,并且可以基于传感器相对于跟踪元件的已知几何形状来插置其它传感器在跟踪元件之间的位置。另外地或可替代地,超声换能器102和其关联跟踪传感器116可以用作用于另外的传感器和/或电极位置信息的指向装置。跟踪系统114还可以通过提供与传感器系统104中的单独传感器的移动相关联的位置信息来减少任何患者移动所产生的影响。

[0083] 在558处,基于超声换能器102和体表电极106的位置来确定患者几何数据。几何数据可以包含患者的身体的表面上的体表电极的位置以及感兴趣的内部解剖表面(心脏表面,如心外膜)上的点的位置。例如,可以生成几何数据作为一个或多个模型,所述一个或多个模型在成像和跟踪发生时更新。

[0084] 作为一个实例,几何数据可以对应于患者的躯干上的电极位置的3D表面模型以及患者的整个器官(如心脏)或整个器官的一部分(例如,轮廓表面网格)的另一个3D表面模型。可以基于来自患者自身(来自不同时间的另一个程序)、来自其他患者或通用心脏模型的心脏的MRI或CT图像来细化和/或验证从超声图像数据导出的心脏表面模型。可替代地,可以根据经由另一个模态(例如,X射线、MRI和/或CT)获取的图像数据生成粗心脏模型,并且其超声图像的获取和处理可以引导对心脏模型的适应或促进与电极几何形状的配准。

[0085] 鉴于前述结构描述和功能描述,本领域技术人员将理解,本发明的各部分可以具体化为方法、数据处理系统或计算机程序产品。因此,本发明的这些部分(例如,计算装置106)可以采取完全硬件实施例、完全软件实施例或组合软件和硬件的实施例的形式,如所示出和描述的。此外,本发明的各部分可以是计算机可用存储介质上的计算机程序产品,所述计算机可用存储介质在所述介质上具有计算机可读程序代码。可以利用任何合适的计算机可读介质,所述计算机可读介质包含但不限于静态和动态存储装置、硬盘、光存储装置和磁存储装置。

[0086] 本文中还参考方法、系统和计算机程序产品的框图示描述了本发明的某些实施例。应当理解的是,图示的框以及图示中的框的组合可以通过计算机可执行指令来实施。可以将这些计算机可执行指令提供给通用计算机、专用计算机或其它可编程数据处理设备(或装置和电路的组合)的一个或多个处理器以产生机器,使得经由处理器执行的指令实施一个或多个框中指定的功能。

[0087] 这些计算机可执行指令还可以存储在计算机可读存储器中,所述计算机可读存储器可以引导计算机或其它可编程数据处理设备以特定方式起作用,使得存储在计算机可读存储器中的指令产生制品,所述制品包含实施一个或多个流程图框中指定的功能的指令。计算机程序指令还可以加载到计算机或其它可编程数据处理设备上,以使得在计算机或其它可编程设备上执行一系列操作步骤以产生计算机实施的进程,使得在计算机或其它可编程设备上执行的指令提供用于实施一个或多个流程图框中指定的功能的步骤。

[0088] 上面已经描述的是实例。当然,不可能描述部件或方法的每一种可想到的组合,但是本领域普通技术人员将认识到,许多另外的组合和排列是可能的。因此,本发明旨在涵盖落入包含所附权利要求书的本申请的范围内的所有此类替代方案、修改以及变化。在本公开或权利要求叙述“一个/一种(a/an)”、“第一”或“另一个”元件以及其等同物的情况下,应将其解释为包含一个或多于一个此类元件,不要求但也不排除两个或更多个此类元件。如本文所使用的,术语“包含(includes)”意指包含但不限于,术语“包含(including)”意指包

含但不限于。术语“基于”意指“至少部分地基于”。

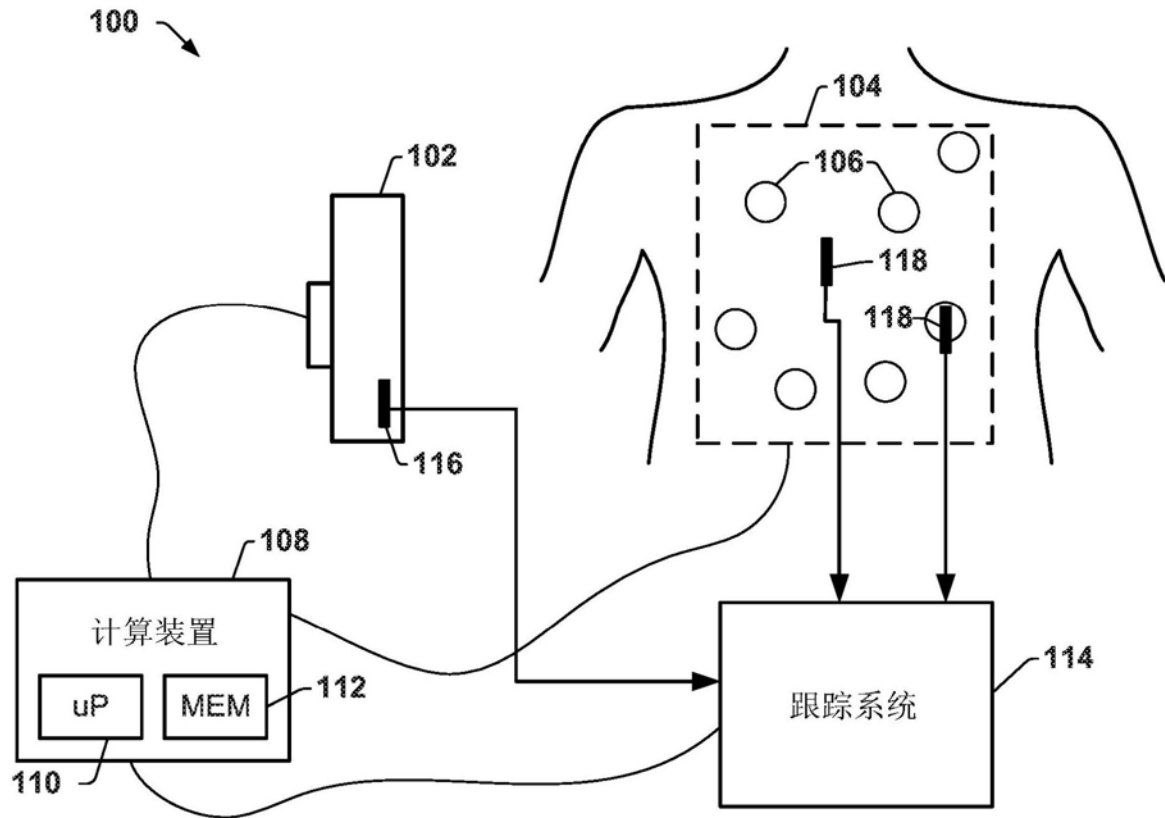


图1

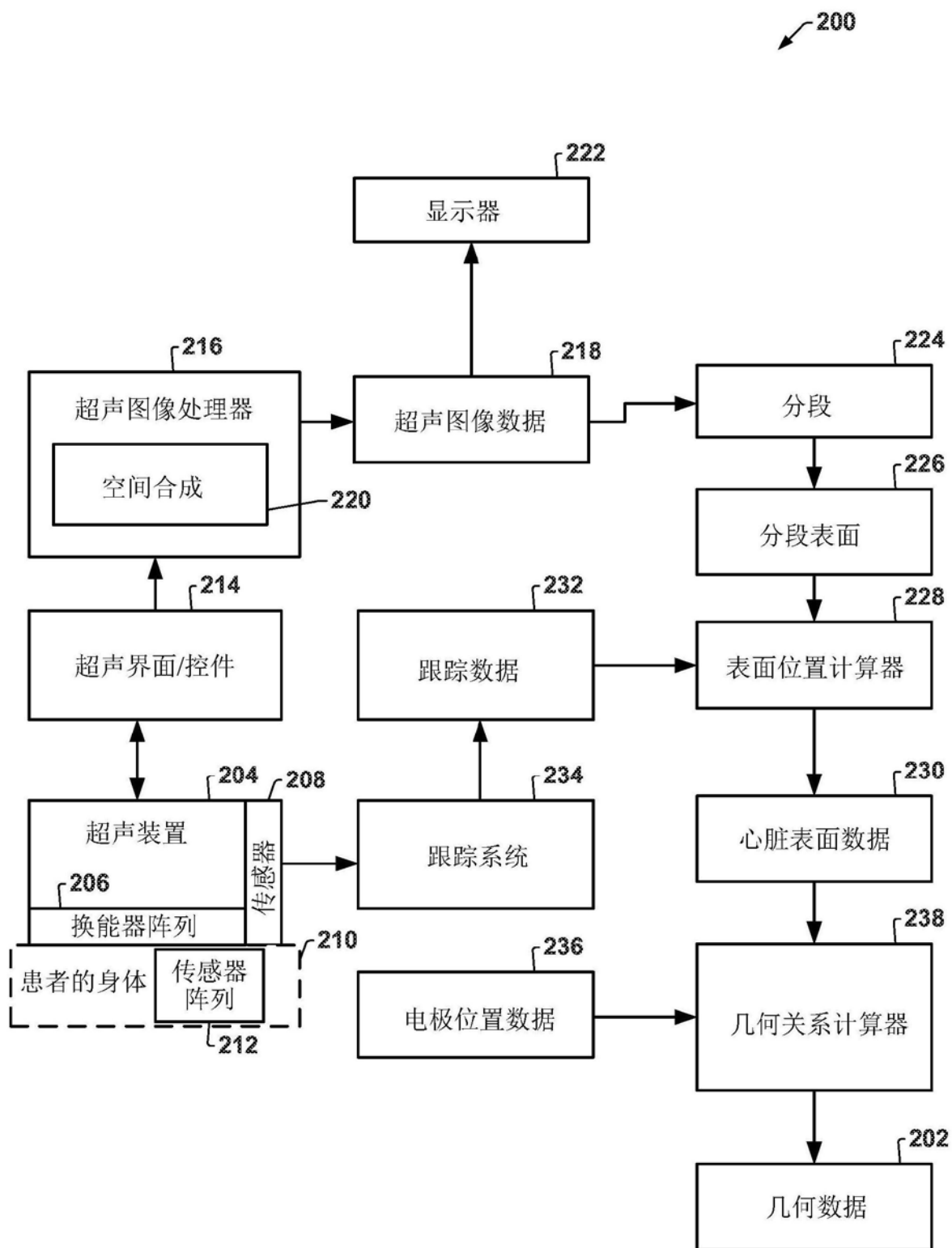


图2

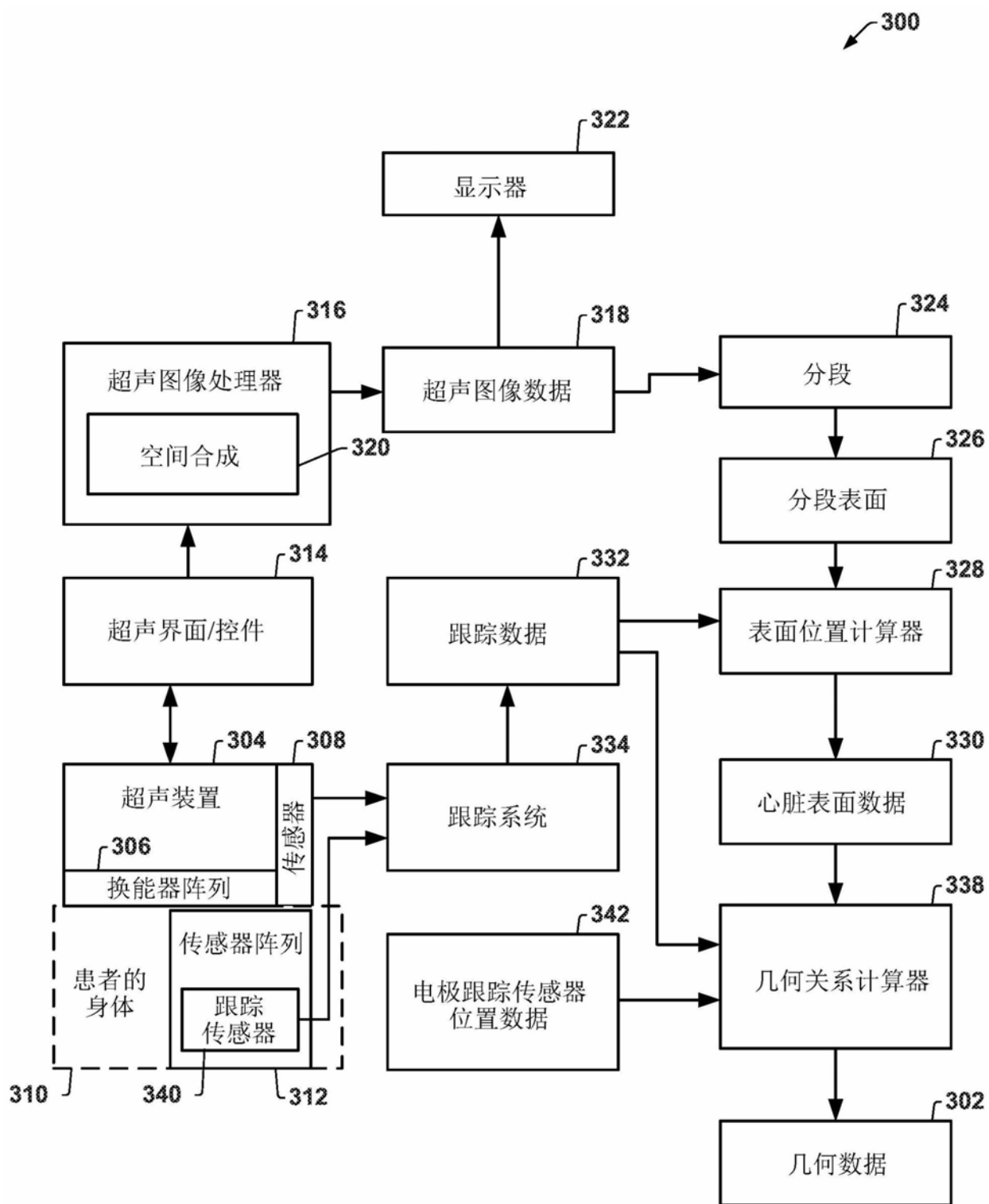


图3

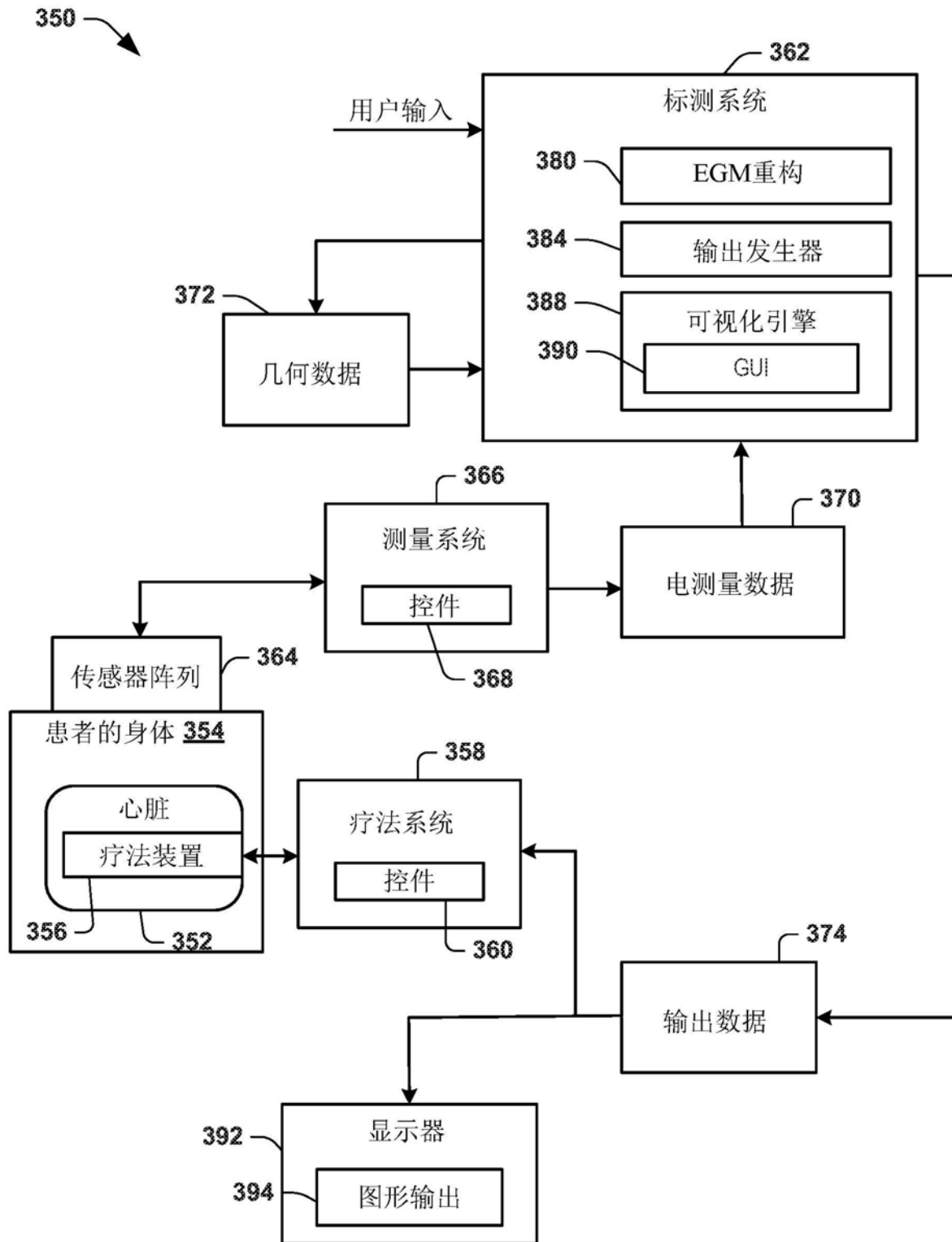


图4

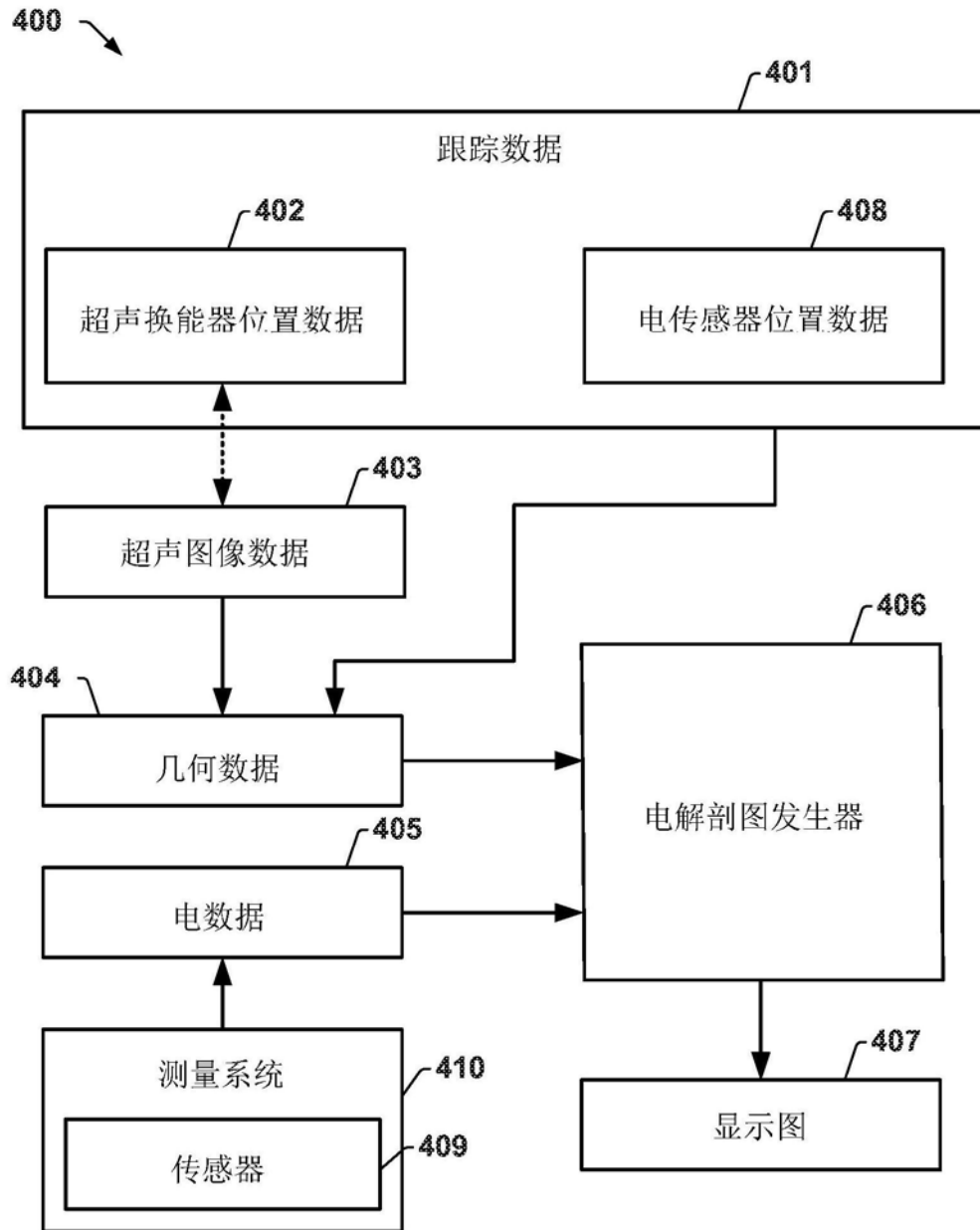


图5

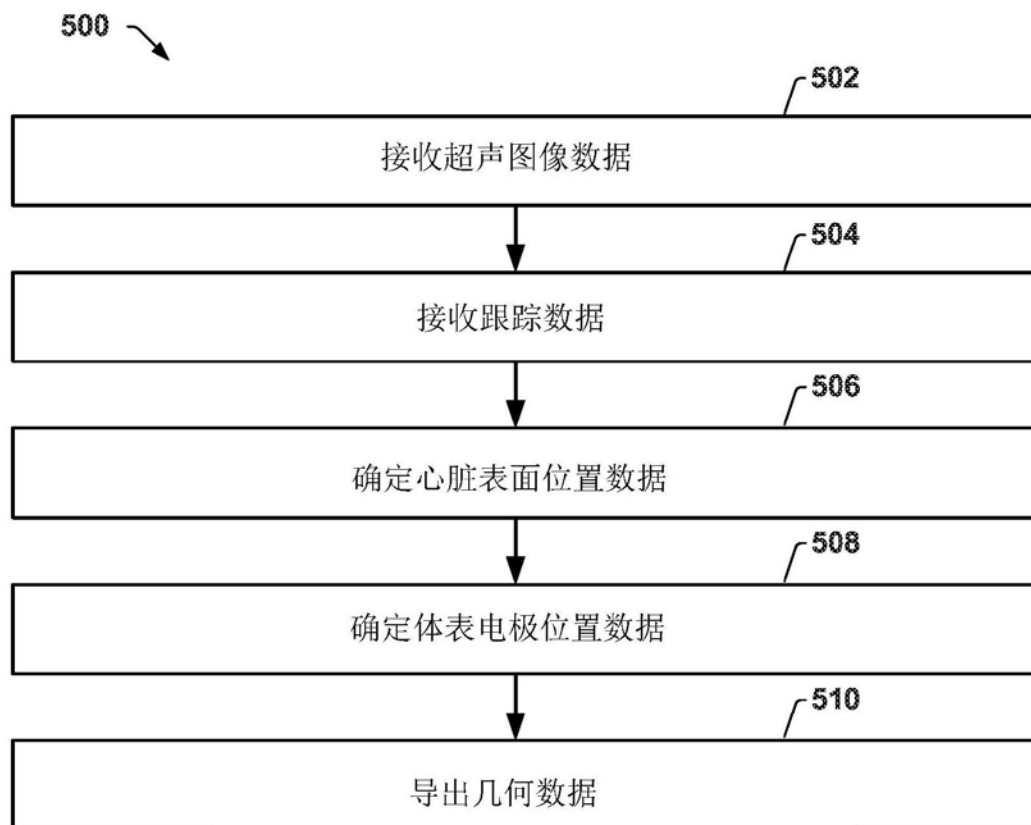


图6

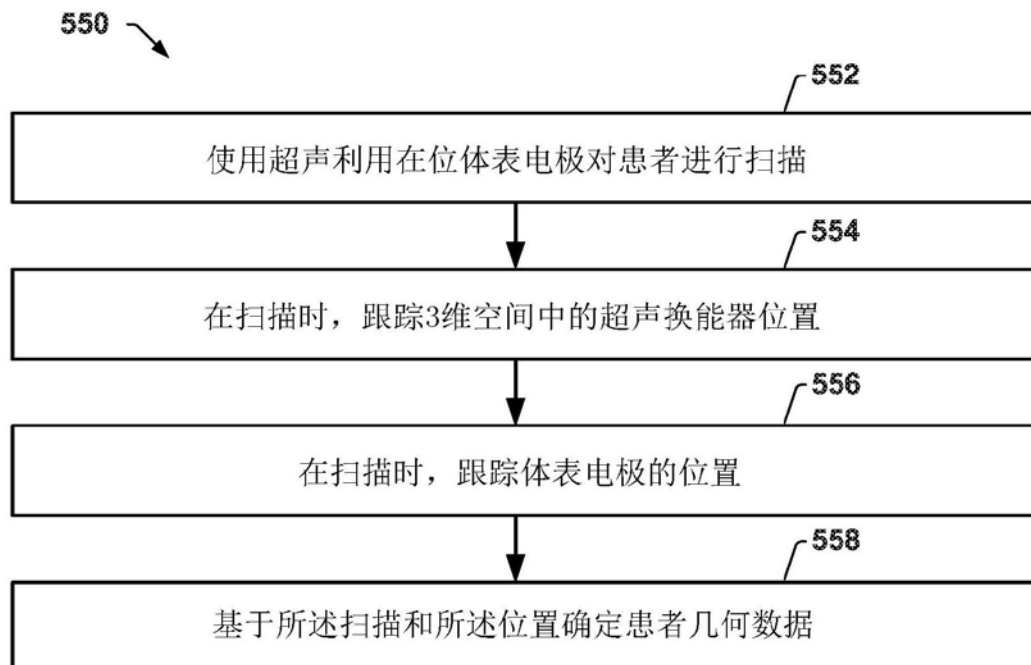


图7

1. 一种方法,包括:

在超声换能器扫描患者的身体时由包括处理器的系统接收超声图像数据,所述超声换能器包含跨身体表面分布的位置处的多个体表电极,所述超声图像数据包含所述患者的心脏的至少一个超声图像;

由所述系统从与所述超声换能器相关联的至少一个跟踪传感器接收跟踪数据,其中所述跟踪数据表示在超声换能器扫描所述患者的身体时所述超声换能器在三维空间中的位置;

由所述系统基于所述跟踪数据和所述超声图像数据确定心脏表面数据来表示沿着所述患者的心脏的表面的位置;以及

由所述系统导出几何数据,所述几何数据表示所述多个体表电极的所述位置与由所述心脏表面数据表示的沿着所述患者的心脏的所述表面的位置之间的几何关系。

2. 根据权利要求1所述的方法,其进一步包括由所述系统将所述至少一个超声图像分段,以确定沿着所述患者的心脏的所述表面的所述位置,所述位置对应于跨所述患者的心脏的所述表面分布的多个点。

3. 根据权利要求2所述的方法,其中确定所述心脏表面数据包括基于所述分段生成所述患者的心脏的心外膜表面网格,其中跨所述患者的心脏的所述表面分布的所述多个点对应于所述表面网格的节点。

4. 根据权利要求2或3中任一项所述的方法,其中基于所述患者的心脏的长轴和短轴对所述患者的心脏进行分段。

5. 根据权利要求2或3中任一项所述的方法,其中基于对所述患者的心脏的一个或多个解剖学界标的标识对所述患者的心脏进行分段。

6. 根据权利要求5所述的方法,其中所述一个或多个解剖学界标包括房室沟、肺动脉、主动脉弓和顶端中的至少一个。

7. 根据权利要求1所述的方法,其中接收所述跟踪数据进一步包括从多个电极跟踪传感器接收跟踪数据,使得所述跟踪数据进一步表示所述电极跟踪传感器在所述三维空间中的位置,所述电极跟踪传感器中的每个电极跟踪传感器的位置相对于所述多个体表电极中的至少一些体表电极具有预定位置。

8. 根据权利要求7所述的方法,其进一步包括由所述系统基于由所述跟踪数据表示的所述电极跟踪传感器的所述位置以及描述所述多个体表电极的所述位置的电极相对位置数据来确定所述多个体表电极在所述三维空间中的所述位置。

9. 根据权利要求7所述的方法,其中所述电极跟踪传感器中的至少一个电极跟踪传感器与所述多个电极中的相应电极的中心对准或相对于所述多个电极中的相应电极的中心共同定位。

10. 根据权利要求1所述的方法,其中所述至少一个跟踪传感器包括磁传感器、电磁传感器或光学传感器。

11. 根据权利要求1所述的方法,其中所述跟踪数据反映的所述超声换能器的所述位置与所述多个体表电极的所述位置之间的关系表达了所述多个体表电极在与所述超声换能器的所述位置的公共三维坐标系中的空间位置。

12. 根据权利要求11所述的方法,其中所述多个体表电极的所述位置和所述至少一个

超声图像在所述公共坐标系中配准。

13. 根据权利要求1所述的方法,其中所述超声图像数据包含随时间推移获取的多个超声图像帧,所述方法进一步包括:

在空间上合成所述多个超声图像帧,以生成包含所述患者的心脏的至少一部分的合成图像;

将所述合成图像分段,以在所述合成图像中标识所述患者的心脏的所述表面;

基于所述分段生成所述患者的心脏的表面模型,所述患者的心脏的所述表面上的所述位置对应于跨所述患者的心脏的所述表面模型分布的多个点。

14. 根据权利要求13所述的方法,其进一步包括使用另一种成像模态来验证和/或细化所述患者的心脏的所述表面模型。

15. 一种系统,包括:

多个体表电极,所述多个体表电极定位在相对位置处并且被配置成放置在患者的身体表面上,以非侵入性地测量来自所述身体表面的电活动;

非暂时性存储器,所述非暂时性存储器用于存储数据和指令;以及

处理器,所述处理器用于访问所述非暂时性存储器并执行所述指令以至少:

访问超声图像数据,所述超声图像数据对应于患者的身体的一个或多个超声换能器扫描,所述超声图像数据包括包含所述患者的心脏的至少一个超声图像帧;

访问跟踪数据,所述跟踪数据表示与所述超声换能器相关联的至少一个跟踪传感器的位置,其中所述跟踪数据表示在所述超声换能器扫描所述患者的身体时所述超声换能器在三维空间中的位置;

基于所述跟踪数据和所述超声图像数据确定心脏表面数据来表示沿着所述患者的心脏的表面的位置;以及

导出几何数据,所述几何数据表示所述多个体表电极的所述位置与由所述心脏表面数据表示的沿着所述患者的心脏的所述表面的所述位置之间的几何关系。

16. 根据权利要求15所述的系统,其进一步包括:

所述超声换能器,所述超声换能器用于记录所述至少一个超声图像帧;以及

所述跟踪传感器,所述跟踪传感器与所述超声换能器耦合。

17. 根据权利要求16所述的系统,其中所述跟踪传感器包括磁传感器、电磁传感器或光学传感器。

18. 根据权利要求15、16或17中任一项所述的系统,其中所述指令进一步用于:

将所述至少一个超声图像帧分段,以确定沿着所述患者的心脏的所述表面的所述位置,所述位置对应于跨所述患者的心脏的所述表面分布的多个点,

其中所述心脏表面数据进一步包括基于所述分段的所述患者的心脏的心外膜表面网格,并且

其中跨所述患者的心脏的所述表面分布的所述多个点对应于所述表面网格的节点。

19. 根据权利要求15所述的系统,其进一步包括:

跟踪系统,所述跟踪系统与和所述超声换能器相关联的所述至少一个跟踪传感器通信,所述跟踪系统提供所述跟踪数据;以及

多个电极跟踪传感器,所述多个电极跟踪传感器与所述跟踪系统通信,所述电极跟踪

传感器中的每个电极跟踪传感器相对于所述多个体表电极中的至少一些体表电极具有预定位置,所述跟踪数据进一步表示所述电极跟踪传感器在所述三维空间中的位置。

20.根据权利要求19所述的系统,其中所述指令进一步用于基于以下确定多个体表电极在所述三维空间中的所述位置:(i)由所述跟踪数据表示的所述电极跟踪传感器的所述位置;以及(ii)表示所述多个体表电极的所述相对位置的电极相对位置数据。

专利名称(译)	用于电生理标测的基于超声的几何确定		
公开(公告)号	CN110719754A	公开(公告)日	2020-01-21
申请号	CN201880034613.3	申请日	2018-05-29
[标]申请(专利权)人(译)	科迪影技术股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	科迪影技术股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	科迪影技术股份有限公司		
发明人	G·D·劳迪恩斯		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/0035 A61B5/0044 A61B5/04085 A61B5/061 A61B5/6823 A61B5/7285 A61B8/0841 A61B8/4245 A61B8/5223 A61B8/5253 A61B8/543 A61B2562/046 A61N1/056 A61N1/0587 A61N1/00 A61N1/18 G06T7/12 G06T2207/10136 G06T2207/30048 G16H50/30 A61B2562/0204 G06T7/10 G06T7/292 G06T7/30 G06T7/62		
代理人(译)	高文静		
优先权	62/511665 2017-05-26 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

系统和方法可以用于基于超声的几何确定以进行心脏标测。可以在穿戴体表电极的同时用超声对患者进行扫描。当所述扫描发生时，可以跟踪超声换能器在三维空间中的位置。可以对所述电极进行跟踪并将其定位在与图像体积相同的坐标系中。因此，可以相对于获取的图像体积确定每个电极的位置，使得生成心脏和所述电极的对应几何数据。

