

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810131430.1

[43] 公开日 2008 年 12 月 31 日

[11] 公开号 CN 101332097A

[22] 申请日 2008.6.4

[21] 申请号 200810131430.1

[30] 优先权

[32] 2007. 6. 4 [33] US [31] 60/941778

[32] 2008. 5. 23 [33] US [31] 12/126032

[71] 申请人 韦伯斯特生物官能公司

地址 美国加利福尼亚州

[72] 发明人 A·戈瓦里 A·C·阿尔特曼

A·莱文

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 张雪梅 陈景峻

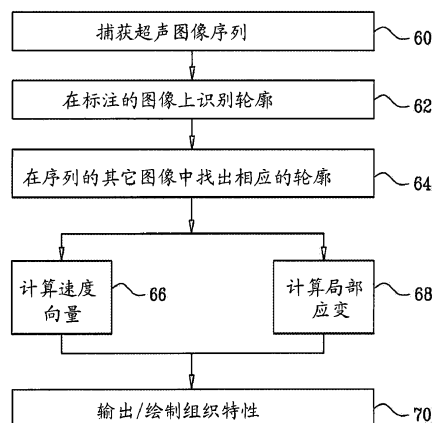
权利要求书 4 页 说明书 11 页 附图 3 页

[54] 发明名称

使用超声的心脏机械评估

[57] 摘要

本发明涉及使用超声的心脏机械评估。一种诊断方法包括捕获患者体内的运动器官的二维超声图像序列。在该序列的连续图像中识别该器官的至少一个轮廓并且对其进行处理以生成指示该器官随时间的运动的输出。



1、一种诊断方法，包括：

捕获在患者体内的运动器官的二维超声图像序列；

在该序列的连续的图像中识别该器官的至少一个轮廓；和

处理该至少一个识别的轮廓，以产生指示该器官随时间的运动的输出。

2、根据权利要求1所述的方法，其中处理该至少一个识别的轮廓包括计算在该器官的周期性运动周期中该轮廓的位移。

3、根据权利要求1所述的方法，其中处理该至少一个识别的轮廓包括计算该轮廓的一个或多个片段的速度向量。

4、根据权利要求1所述的方法，其中处理该至少一个识别的轮廓包括计算响应于该轮廓的长度变化的该器官中的应变。

5、根据权利要求1所述的方法，其中运动器官是患者的心脏，并且其中处理该至少一个识别的轮廓包括在一个或多个心动周期中，分析至少一个心室的心壁的运动。

6、根据权利要求5所述的方法，其中捕获二维超声图像序列包括将包含声换能器和地点传感器的导管插入到心脏中，和使用该换能器捕获二维超声图像，同时使用该地点传感器跟踪该导管的坐标。

7、根据权利要求5所述的方法，其中分析心壁的运动包括响应于所述运动在心壁上找出瘢痕组织的位置。

8、根据权利要求5所述的方法，其中分析心壁的运动包括比较两个或更多个心室的运动，以便检测心室运动的不当同步。

9、根据权利要求1所述的方法，其中捕获二维超声图像序列包括从声换能器的多个不同地点捕获图像，并且其中该方法包括基于二维超声图像重建显示器官运动的三维图像序列。

10、一种诊断方法，包括：

捕获患者体内的运动器官的多个超声输入图像；

收集指示运动器官表面上的位置处的生理参数的相应局部值的数据；和

响应于输入图像和收集的数据，生成三维图像序列，当器官在该序列的三维图像中运动时，其显示器官的运动，同时在三维图像中将局部值的变化指示叠加在该表面上。

11、根据权利要求10所述的方法，其中捕获多个超声输入图像包括从声换能器的多个不同地点捕获二维超声图像，和记录声换能器在该多个不同地点的位置和取向坐标，并且其中生成序列包括使用该位置和取向坐标，组合二维超声图像以重建三维图像。

12、根据权利要求11所述的方法，其中捕获二维超声图像包括相对于器官运动周期中的标注点，记录二维超声图像的相应捕获时间，并且其中组合二维超声图像包括根据相应的捕获时间，对二维超声图像进行分组，以便生成对应于该周期中的相应时间的三维图像。

13、根据权利要求12所述的方法，其中运动器官是患者的心脏，并且其中捕获二维超声图像包括将包含声换能器和地点传感器的导管插入到心脏中，和使用该换能器捕获二维超声图像，同时使用地点传感器跟踪导管的坐标。

14、根据权利要求10所述的方法，其中生成序列包括响应于生理参数的值，在三维图像中给运动器官的表面着色。

15、根据权利要求14所述的方法，其中运动器官是患者的心脏，并且其中收集数据包括收集电数据，并且其中给表面着色包括显示在一个或多个心动周期过程中心脏电活动在心室区域上的变化。

16、诊断设备，包括：

声换能器，其被配置成捕获患者体内的运动器官的二维超声图像序列；和
图像处理器，其被配置成在该序列的连续的图像中识别该器官的至少一个轮廓，和处理该至少一个识别的轮廓，以生成指示该器官随时间的运动的输出。

17、根据权利要求16所述的设备，其中图像处理器被配置成计算至少一个参数，该至少一个参数选自由在该器官的周期性运动周期内的轮廓位移，该轮廓的一个或多个片段的速度向量，和响应于该轮廓长度变化的该器官中的应变组成的一组参数。

18、根据权利要求16所述的设备，其中运动器官是患者的心脏，并且其中图像处理器被配置成分析在一个或多个心动周期中至少一个心室的心壁的运动。

19、根据权利要求18所述的设备，并且包括导管，该导管包括声换能器和地点传感器，并且被配置成插入到心脏中，以便使用该换能器捕获二维超声图像，同时使用地点传感器跟踪该导管的坐标。

20、根据权利要求 18 所述的设备，其中图像处理器被配置成响应于所述运动，指示心壁上的瘢痕组织的位置。

21、根据权利要求 18 所述的设备，其中图像处理器被配置成显示两个或更多个心室的运动，以便提供心室运动的不当同步的指示。

22、根据权利要求 16 所述的设备，其中声换能器可操作以从声换能器的多个不同地点捕获图像，并且其中图像处理器被配置成基于二维超声图像重建显示器官运动的三维图像序列。

23、诊断设备，包括：

声换能器，其被配置成捕获患者体内的运动器官的多个超声输入图像；

侵入式探头，其被配置成收集指示运动器官表面上的位置处的生理参数的相应局部值的数据；和

图像处理器，其被配置成响应于输入的图像和收集的数据，生成三维图像序列，当该器官在该序列的三维图像中运动时，其显示该器官的运动，同时在三维图像中将局部值的变化指示叠加在该表面上。

24、根据权利要求 23 所述的设备，其中超声输入图像包括从声换能器的多个不同地点所捕获的二维超声图像，并且其中图像处理器被耦合以接收声换能器在多个不同地点的位置和取向坐标，并且使用该位置和取向坐标组合二维超声图像以便重建三维图像。

25、根据权利要求 24 所述的设备，其中图像处理器被配置成相对于在器官运动周期中的标注点，记录二维超声图像的相应捕获时间，和根据该相应捕获时间，对二维超声图像进行分组，以便生成对应于该周期中相应时间的三维图像。

26、根据权利要求 25 所述的设备，其中运动器官是患者的心脏，并且其中该设备包括导管，该导管包括声换能器和地点传感器并且被配置成插入到心脏中，以便使用该换能器捕获二维超声图像，同时使用地点传感器跟踪该导管的坐标。

27、根据权利要求 26 所述的设备，其中导管是侵入式探头并且被配置成从心脏的内表面收集数据。

28、根据权利要求 23 所述的设备，其中图像处理器被配置成响应于生理参数的值，在三维图像中给运动器官的表面着色。

29、根据权利要求 28 所述的设备，其中运动器官是患者的心脏，并且其中数据包括电数据，并且其中图像处理器被配置成对表面着色以便显示在一个或多个心动周期过程中心脏电活动在心室区域上的变化。

使用超声的心脏机械评估

对相关申请的交叉引用

本申请要求在2007年6月4日提交的美国临时专利申请60/941778的优先权，该临时专利申请在此引入以供参考。

技术领域

本发明通常涉及医疗诊断系统和方法，特别涉及评估诸如心脏之类的运动器官（moving organ）的功能的系统和方法。

背景技术

心内膜（即心脏的内表面）的三维（3-D）绘图方法在本领域中是已知的。例如，美国专利5,738,096描述了构造心脏图的方法，其公开内容在此引入以供参考。使侵入式探头与心脏壁上的多个位置（location）接触。为每个位置确定侵入式探头的地点（position），并且组合这些地点以形成至少一部分心脏的结构图。

在一些系统中，例如上面引用的美国专利5,738,096中的描述的系统，其他的生理属性以及心脏表面上的局部电活动也通过导管获得。相应的图并入了所获得的局部信息。

一些系统采用混合导管，其合并了超声成像和地点感测，以及电感测。例如，美国专利6,690,963描述了一种用于确定可能包括超声成像头以及电极的侵入式医疗器具的位置和取向的定位系统，该专利的公开内容在此引入作为参考。

具有声换能器的导管可以用于心内膜的非接触成像。例如，美国专利6,716,166和6,773,402描述了体腔，尤其是心脏的3-D绘图和几何重建系统，该专利的公开内容也在此引入以供参考。

作为另一例子，美国专利5,876,345描述了一种用于二维（2-D）成像或3-D重建的超声导管，该专利的公开内容在此引入以供参考。该超声导管包括具有优良的近场和远场分辨率的至少两个超声阵列。该导管提供了心室的轮廓，以帮助理解由该导管所获得的图像。

在本领域中，已经知道利用心脏内超声成像用于非接触式的心脏内的表面重建的几种方法。例如，PCT 专利公开 WO 00/19908 描述了一种用于心脏内超声成像的可转向的传感器阵列，该专利公开的内容在此引入以供参考。该阵列产生超声束，通过有源（active）孔径在期望方向上转向该超声束。美国专利 6,004,269 描述了一种基于合并到导管中的超声装置的声成像系统，该专利的公开内容也在此引入以供参考。该超声装置将超声信号引导向心脏中的内部结构，以产生超声图像。

PCT 专利公开 WO 99/55233 描述了一种描绘患者心脏的 3-D 表面的方法，该专利公开的内容在此引入以供参考。使用训练数据开发 3-D 网格模型，用来作为一组患者心脏的原型形状。在不同图像平面获得患者心脏的多个超声图像。在每个图像中手动识别解剖位置。相对于预定义的解剖位置，将该网格模型与这些图像严格对准。

采用超声图像的轮廓（contour）提取和 3-D 建模的其它方法在欧洲专利申请 EP 0961135 中有所描述，其公开内容在此引入以供参考。作为另外一个例子，PCT 专利公开 WO 98/46139 描述了一种使用调制的非线性绘图功能将多普勒和 B 模式超声图像信号结合到单个图像中的方法，该专利公开内容也在此引入以供参考。

美国专利申请公开 2006/0241445 描述了一种解剖结构建模的方法，其公开内容在此引入以供参考。使用超声传感器在超声传感器的相应的多个空间地点上，获取解剖结构的多个超声图像。在该多个空间地点的每一个地点处，测量超声传感器的位置和取向坐标。在一个或多个超声图像上标出涉及解剖结构特征的感兴趣轮廓。基于感兴趣轮廓和测得的位置和取向坐标，构造解剖结构的三维（3-D）模型。

其它与本发明相关的专利和专利申请包括美国专利 6,139,500，美国专利申请公开 2005/0283075，美国专利 6,447,453 和 6,447,454，美国专利申请公开 2005/014377，美国专利申请公开 2005/0137661，和美国专利 6,556,695，所有这些均在此引入以供参考。

发明内容

下文描述的本发明的实施例提供了用于对体内器官（尤其是心脏）的运动

进行建模和分析的改进的方法。

在一些实施例中，诸如心脏内的超声导管之类的声成像探头在心脏搏动时捕获 2-D 图像序列。在其中一个 2-D 图像中，自动地或手动地识别心室的轮廓。图像处理器然后自动地识别序列中其它图像的这些轮廓。图像处理器可以在心动周期中分析这些轮廓中的变化，以便确定心壁的运动参数，比如局部速度和应变。

附加地或可选地，图像处理器可以使用轮廓分割图像并重建显示心脏运动的心脏的“4-D”图像，即随时间变化的 3-D 解剖图像。通过加入伪彩，可以增强运动图像 (moving image)，例如，以显示其它生理参数随时间的变化，所述参数比如是由心脏内的导管测得的局部电参数。

根据本发明的实施例，因此提供了一种诊断方法，包括：

捕获患者体内的运动器官的二维超声图像序列；

在该序列的连续的图像中识别该器官的至少一个轮廓；和

处理该至少一个识别的轮廓，以产生指示该器官随时间的运动的输出。

处理该至少一个识别的轮廓可以包括计算该轮廓在该器官的周期性运动周期 (period of cyclical movement) 中的位移，该轮廓的一个或多个片段的速度向量或响应于该轮廓长度变化的该器官中应变。

在公开的实施例中，运动器官是患者的心脏，并且处理该至少一个识别的轮廓包括分析心脏的至少一个心室的室壁在心脏的一个或多个周期中的运动。通常，捕获二维超声图像序列包括将包含声换能器和地点传感器的导管插入到心脏中，和使用该换能器捕获二维超声图像，同时使用地点传感器跟踪该导管的坐标。在一个实施例中，分析室壁的运动包括响应于该运动在室壁中找到瘢痕组织的位置。在另一实施例中，分析室壁的运动包括比较两个或更多个心室的运动，以便检测心室运动的不适当同步。

根据本发明的实施例，还提供一种诊断方法，包括：

捕获患者体内运动器官的多个超声输入图像；

收集指示在运动器官表面上的位置处的生理参数的相应局部值的数据；和

响应于输入图像和收集的数据，生成三维图像序列，当器官在该序列的三维图像中运动时，该三维图像序列显示器官的运动，同时在三维图像中将局部值的变化指示叠加在该表面上。

在一些实施例中，捕获该多个超声输入图像包括从声换能器的多个不同地点捕获二维超声图像，和记录在该多个不同地点的声换能器的位置和取向坐标，并且生成序列包括使用位置和取向坐标将二维超声图像组合起来以重建三维图像。通常，捕获二维超声图像包括相对于器官运动周期中的标注点（annotation point），记录二维超声图像的相应捕获时间，并且将二维超声图像组合起来包括根据相应的捕获时间，将二维图像分组，以便生成对应于该周期中相应时间的三维图像。在公开的实施例中，运动器官是患者的心脏，并且捕获二维超声图像包括将包含声换能器和地点传感器的导管插入到心脏中，和使用该换能器捕获二维超声图像，同时使用地点传感器跟踪导管的坐标。

通常，生成序列包括响应于生理参数值，给三维图像中的运动器官的表面着色。在公开的实施例中，运动器官是患者的心脏，并且收集数据包括收集电数据，且给表面着色包括显示在一个或多个心动周期过程中，心脏电活动在心室的一个区域上的变化。

根据本发明的实施例，又提供一种诊断设备，包括：

声换能器，其被配置成捕获患者体内的运动器官的二维超声图像序列；和
图像处理器，其被配置成在该序列的连续的图像中识别该器官的至少一个轮廓，和处理该至少一个识别的轮廓以生成指示该器官随时间的运动的输出。

根据本发明的实施例，进一步提供了一种诊断设备，包括：

声换能器，其被配置成捕获患者体内的运动器官的多个超声输入图像；
侵入式探头，其被配置成收集指示在运动器官表面上的位置处的生理参数的相应局部值的数据；和

图像处理器，其被配置成响应于输入图像和收集的数据，生成三维图像序列，当器官在该序列的三维图像中运动时，该三维图像序列显示器官的运动，同时在三维图像中将局部值的变化指示叠加在该表面上。

在以下结合附图的实施例的详细描述中，将更充分地理解本发明。

附图说明

图1是根据本发明实施例的用于心脏标测和成像的系统的示意性图示；

图2是根据本发明实施例的导管末端的示意性的侧视图；

图3和4是根据本发明实施例的在心动周期的不同相应点处的心室的超声

图像的示意表示, 显示了心室的运动轮廓;

图 5 是根据本发明实施例的流程图, 示意性地说明了心脏组织表征的方法;
和

图 6 是根据本发明实施例的流程图, 示意性地说明了心脏成像方法。

具体实施方式

系统描述

现在参照依照本发明的图 1 和 2, 其示意性地说明了用于对患者 23 的心脏 22 进行成像和绘图的系统 20。该系统包括导管 24, 其由医师 27 通过静脉或动脉插入心室。图 1 是系统整体的图示, 而图 2 显示了导管末端的细节。

如下文所述, 导管 24 用于获取心脏内的超声图像, 并且在一些实施例中, 还可以获取其它局部生理数据, 比如电生理数据。导管 24 通常包括把手 26, 用于医师对导管的操作。把手上适当的控制 (未示出) 使得医师能够根据需要转向、定位和定向导管的末端。可选地, 本发明的原理可以采用由其它类型的超声探头所获得的图像实施, 比如经食道探头或非侵入式经胸 (trans-thoracic) 探头。

系统 20 包括测量导管 24 的位置和取向坐标的定位子系统。(在本专利申请和权利要求书中, 术语“位置”是指导管的空间坐标, 以及术语“取向”是指其角坐标。术语“地点”是指导管的全部定位信息, 包括位置和取向坐标。)

在一个实施例中, 该定位子系统包括确定导管 24 的位置和取向的磁地点跟踪系统。该定位子系统在其附近的预定义工作容积中产生磁场并感测在导管处的这些场。为了这个目的, 该定位子系统通常包括一组外部辐射器, 比如场产生线圈 30, 其位于患者外部的固定已知地点, 并且在心脏 22 的附近产生电磁场。产生的场被位于导管 24 中的地点传感器 32 所感测。在另一可选实施例中, 导管中的辐射器 (比如线圈) 产生电磁场, 其被患者体外的传感器接收。

响应于感测的场, 地点传感器 32 通过贯穿导管的电缆 42 向控制台 34 传输地点相关的电信号。可选地, 地点传感器可以通过无线链路向控制台传输信号。该控制台包括定位处理器 36, 其控制线圈 30 并基于由地点传感器 32 发送的信号计算导管 24 末端的位置和取向。定位处理器 36 通常接收、放大、滤波、数字化以及以其它方式处理来自导管 24 的信号。

例如美国专利 6,690,963, 6,618,612 和 6,332,089, 以及美国专利申请公开 2002/0065455A1, 2004/0147920A1 和 2004/0068178A1 中描述了可用于此目的的一些地点跟踪系统, 它们公开的内容均在此引入以供参考。尽管图 1 所示的定位子系统使用磁场, 但是在下面描述的方法中也可以使用任何其他合适的定位子系统实施, 比如基于电阻抗, 声学或超声测量的系统。

系统 20 使得医师 27 能够执行各种绘图和成像程序, 包括二维 (2-D) 超声图像的显示和分析, 以及基于 2-D 超声图像的目标结构, 比如心室的三维 (3-D) 图像重建。该系统也可以在超声图像上配准, 叠加 (overlay) 和显示参数图, 比如电生理信息图或电解剖图, 也可以将超声图像与从诸如计算机断层摄影(CT) 或者磁共振成像 (MRI) 系统之类的外部系统获得的 3-D 图像上进行配准。在上面提到的 US2006/0241445 中描述了系统 20 的这些方面的一些, 而其它新颖性方面将在下文进一步描述。

如图 2 所示, 导管 24 的末端包括超声成像传感器 38, 其通常包括诸如压电换能器的超声换能器 40 的阵列。换能器 40 作为相控阵列工作, 共同传输声束。(尽管图示的换能器呈线性阵列配置排列, 但也可以采用其它阵列配置, 比如环形或凸起配置。) 在一个实施例中, 该阵列发射短脉冲猝发 (short burst) 的超声能量, 然后切换到接收模式, 用于接收从周围组织反射的超声信号。

通常, 以受控方式单独驱动换能器 40, 以便在希望的方向上转向超声束。通过换能器的适当定时, 传感器 38 所产生的超声束可以被给予同心弯曲的 (concentrically curved) 波前, 以便将该超声束聚焦在与换能器阵列相距给定距离的位置。因此, 系统 20 使用该换能器阵列作为相控阵列, 且实施实现超声束的转向和聚焦的发射/接收扫描机制, 以便产生 2-D 超声图像。

在接收到反射的超声回波之后, 换能器 30 将基于反射回波电信号经由贯穿导管 24 的电缆 42 发送到控制台 34 中的图像处理器 44。该图像处理器将这些信号转换为通常是扇形的 2-D 超声图像。图像处理器 44 通常计算或接收来自定位处理器 36 的导管的地点信息并且使用该信息进行图像重建和分析功能, 这些都将在下面更详细地描述。在一些实施例中, 图像处理器使用超声图像和地点信息产生目标结构的 3-D 图像或 4-D 图像序列, 其在显示器 46 上以 2-D 投影的方式呈现给医师。医师通常可以通过用户接口设备 48, 比如跟踪球或者其它指点设备与显示的图像和控制台 34 进行交互。

在一些实施例中，导管 24 的末端还包括至少一个电极 49，用于执行诊断和/或治疗的功能，比如电生理构图和/或射频（RF）消融。在一个实施例中，电极 49 用来感测局部电势。电极 49 测得的电势可以用来对心内膜表面上的局部电活动进行绘图。当电极 49 与心脏内表面上的点接触或与其接近时，其测量该点处的局部电势。所测得的电势被转换为电信号并通过导管发送到图像处理器，用于处理和显示。在其它实施例中，从诸如第二导管（没有在图中示出）的另一个探头获得局部电势，所述另一个探头包括都连接到控制台 34 的合适的电极和地点传感器。

在可选实施例中，导管 24 可以包括其它配置的传感器。例如，尽管示出的电极 49 是单一的环形电极，但该导管可以包括任意形式任意数量的电极。附加地或可选地，该导管可以感测其它生理参数，比如各种组织特性，温度和/或血流。

地点传感器 32 通常位于导管 24 的末端内，邻近电极 49 和换能器 40。通常，地点传感器，电极和换能器之间的相互的位置和取向偏移是恒定的。在给定点传感器 32 的测得的地点的情况下，定位处理器 36 使用这些偏移得到超声传感器 38 和电极 49 的坐标。更多的地点传感器的特征及其应用在上面提到的 US2006/0241445 中有所描述。

通常，通过相对于体表心电图（ECG）信号或者心脏内心电图的图像捕获和选通信号，使超声图像和地点测量都与心动周期同步。因为心脏特征在心脏的周期性收缩和舒张过程中改变它们的形状和地点，控制台 34 记录由传感器 38 所捕获的每个图像相对于心动周期中的标注点（比如 ECG 的 QRS 峰值）的定时，以及相应的地点测量。因而，可以根据在捕获图像的心动周期的不同点对图像进行分组。在一些实施例中，导管进行的其他测量（比如电的和其它组织特性的测量）也与 ECG 信号同步，以及与相应的地点测量同步。这些其他测量的结果然后可以叠加在重建的 3-D 超声图像上，如下文中将进一步描述的。

通常，定位处理器 36 和图像处理器 44 包括一个或多个通用计算机处理器，该处理器被软件编程，以执行在这里描述的功能。例如，软件可以通过网络以电形式下载到计算机上，或者它可以可选地或另外地存储到有形介质上，比如光学、磁或者电存储介质。定位处理器和图像处理器可以采用分离的计算机或者单一的计算机实施，或者与系统 20 的其它计算功能集成。附加地或可选地，

至少一些定位和图像处理的功能可以使用专用硬件执行。

轮廓跟踪和分析

现在参考图 3-5, 其依照本发明的实施例示意性地说明了基于超声图像的心脏组织表征的方法。图 3 和 4 分别显示了用在该方法中的心脏 22 的 2-D 超声图像 50 和 52, 而图 5 是给出方法本身步骤的流程图。图像处理器 44 处理图像 50 和 52 以识别轮廓 54 并在这些轮廓的基础上执行下文描述的其它功能。如在前面所提到的那样, 不仅可以使用超声导管, 还可以通过本领域已知的其它任何合适类型的声成像系统获得用于这种处理的图像。

为了获得图像 50 和 52, 用户 (比如医师 27) 在心脏内移动导管 24 直到达到希望的视点, 比如图 3 和 4 所示的视图。然后在图像捕获步骤 60 用户操作系统 20 去捕获“剪辑”, 即在希望的地点处的 2-D 超声图像序列。该图像显示了一个或多个心动周期过程中多个时间点上心室和周围组织的某一“切片”。(通常剪辑大约 2.5 秒长)

在轮廓识别步骤 62, 用户抓取 (freeze) 在该序列中的超声图像并在 2-D 图像上描绘轮廓 54。可选地或附加地, 处理器 44 可以应用自动边缘检测去定位轮廓。用捕获图像的心动周期中的点对图像进行标记。通常, 如在前面所提到的那样, 相对于心电图 (ECG) 信号中的标注点标记图像的定时, 其通过使用皮表电极 (skin-surface electrode) 和合适的监控器 (未示出) 来捕获, 但可选地可以使用其它任何识别标注点的适当装置。图 3 和 4 显示了一个心室的轮廓, 但在这里描述的方法同样可以应用到多个腔室的多个轮廓。

最初在该序列的其中一个图像上描绘轮廓 54, 通常 (尽管不是必须地) 是在标注点本身所捕获的图像。为了说明, 假定图像 50 是最初在其上面描绘轮廓的标注图像。在图像 50 上描绘轮廓 54 之后, 在轮廓扩展 (propagation) 步骤 64, 图像处理器 44 使用这个轮廓在连续标注点之间的图像序列的所有其它图像中找出相应轮廓。因此, 基于图像 50 中的轮廓 54, 图像处理器找到了图像 52 中的相应轮廓。视频序列中的帧频通常是每秒 30 帧, 但高达达到每秒 100 帧的帧频可以实现组织特性的更好估计。

除了探测轮廓外, 在速度计算步骤 66, 图像处理器 44 可以计算相应于序列中一个或多个轮廓的运动的向量。例如, 为了确定轮廓的片断 56 的局部速度, 图像处理器在连续图像帧中扫描所选择的轮廓上的矩形窗口。可以采用

任何合适的窗口尺寸，比如 5×10 像素。该处理器作为窗口间位移的函数计算连续帧的窗口之间的相关函数。最大化相关函数的 x 和 y 方向的运动给出窗口中轮廓在 x 和 y 方向上的局部位移。知道了在连续帧间的时间差和该位移，可以计算局部速度，即位移除以时间差所得的商。速度向量是 x 和 y 方向上的速度分量的合成。

参考图 3 和 4，可以看出轮廓 54 中心部分的片段主要具有向上方向的速度分量。

在局部应变计算步骤 68，图像处理器还可以进行应变分析。为了计算沿着轮廓 54 的应变，把轮廓分割成已知长度的许多片段 56。在随后的图像帧中，相同的轮廓被识别并被分割成相同数量的片断。来自这两帧的相应片断的长度之间的差除以第一帧中片断的长度，便得到该片断上的应变。

Stoylen 的论文“Strain Rate Imaging of the Left Ventricle by Ultrasound,” Norwegian University of Science and Technology (2001)，提供了更多的关于这种类型的应变计算的信息，该论文可以从 http://folk.ntnu.no/stoylen/strainrate/thesis_AS.pdf 获得，其在此引入以供参考。

在识别的运动轮廓上也可以进行其它计算。比如，可以计算心动周期中轮廓和轮廓片断的位移。

在输出步骤 70，通常通过在显示器 46 上显示 2-D 或者 3-D 图像，图像处理器 44 输出计算结果。该结果可以显示在视频序列的实际超声图像上，例如，显示识别的轮廓和计算得到的参数（速度向量，应变等）。可以相应地通过对片断进行彩色编码，来显示片断 56 上的感兴趣的参数的大小。

由这种方式得到和输出的参数可以由处理器 44 自动地或者由系统 20 的用户直观地用来表征该组织的特性。例如，可以利用某些轮廓片段的速度和/或位移的异常进行瘢痕组织识别（特别是结合由比如 MRI 的其它成像形式提供的信息）。作为另一个例子，在心脏不同部分（比如在不同的心室中）中的轮廓之间的瞬时速度的差异可以被用来评估室壁之间的同步，以及心脏的机械功能的其它诊断指标。一些这样的指标可以与通过导管 24 或者心脏中的另一测绘导管提供的电生理诊断信息组合。例如，使用如上所述的在超声图像探测到的运动轮廓所提供的诊断信息，也可以应用在上面提到的美国专利 5,738,096 中描述的用于心脏的机械和电机诊断的一些方法，已作必要的修正。

基于轮廓绘图的 4-D 图像序列

图 6 是依照本发明实施例的示意性地说明了心脏成像方法的流程图。在该方法中，超声图像序列提供的移动轮廓结合电解剖绘图数据，比如由 CARTO 绘图系统（Biosense Inc., Diamond Bar, California）产生的类型数据（type data）。

在图像捕获步骤 72，诸如医师 27 的用户，在心脏 22 中的期望方向上瞄准导管 24，并且捕获 2-D 超声图像的剪辑。如上面参照图 5 所述的，用户操作该系统，以便识别剪辑中所有帧的轮廓。用户然后移动导管，捕获图像的另一个剪辑，并且如果需要识别新的轮廓。可选地，当采集图像时，用户可以连续地移动导管。在任何情况下，如上面所解释的，将每一个超声图像与相对于心动周期中标注点的某个时间点和记录该图像时导管的地点相关。因此用相对于标注点的采集时间和在采集时间的导管地点坐标标记每一个图像。

另外，在绘图步骤 74，对于心动周期中的每个时隙，产生相应的 CARTO 图。例如，在每秒 30 帧的帧频下，在 33ms 的时隙处将存在图。为了这个目的，用户将导管 24 上的电极 49（或者单独的绘图导管上的一个或多个电极）与一个或多个心室的内表面上的点相接触。尽管在图 6 中所示的步骤 72 和 74 单独地顺序地发生，但这些步骤的顺序可以颠倒，或者这些步骤可以交叉，相对于电解剖数据的采集，对超声图像采集顺序上没有任何特别的限制。

当用户已经结束成像，绘图和识别所有希望的轮廓时，在图像输出步骤 76，图像处理器 44 产生叠加了每个时隙的电解剖 CARTO 图的心脏的运动图像。图像处理器使用由导管中的地点传感器 32 提供的地点数据，以在相同的 3-D 坐标系中将超声图像和 CARTO 数据对准。因此，超声图像中的每个轮廓与对应时隙的 CARTO 图相关联。根据轮廓，可以更新 CARTO 图的几何形状，例如，如上面提到的 US2006/0241445，以及美国专利申请公开 2007/0106146 中描述的那样，它们公开的内容在此引入以供参考。

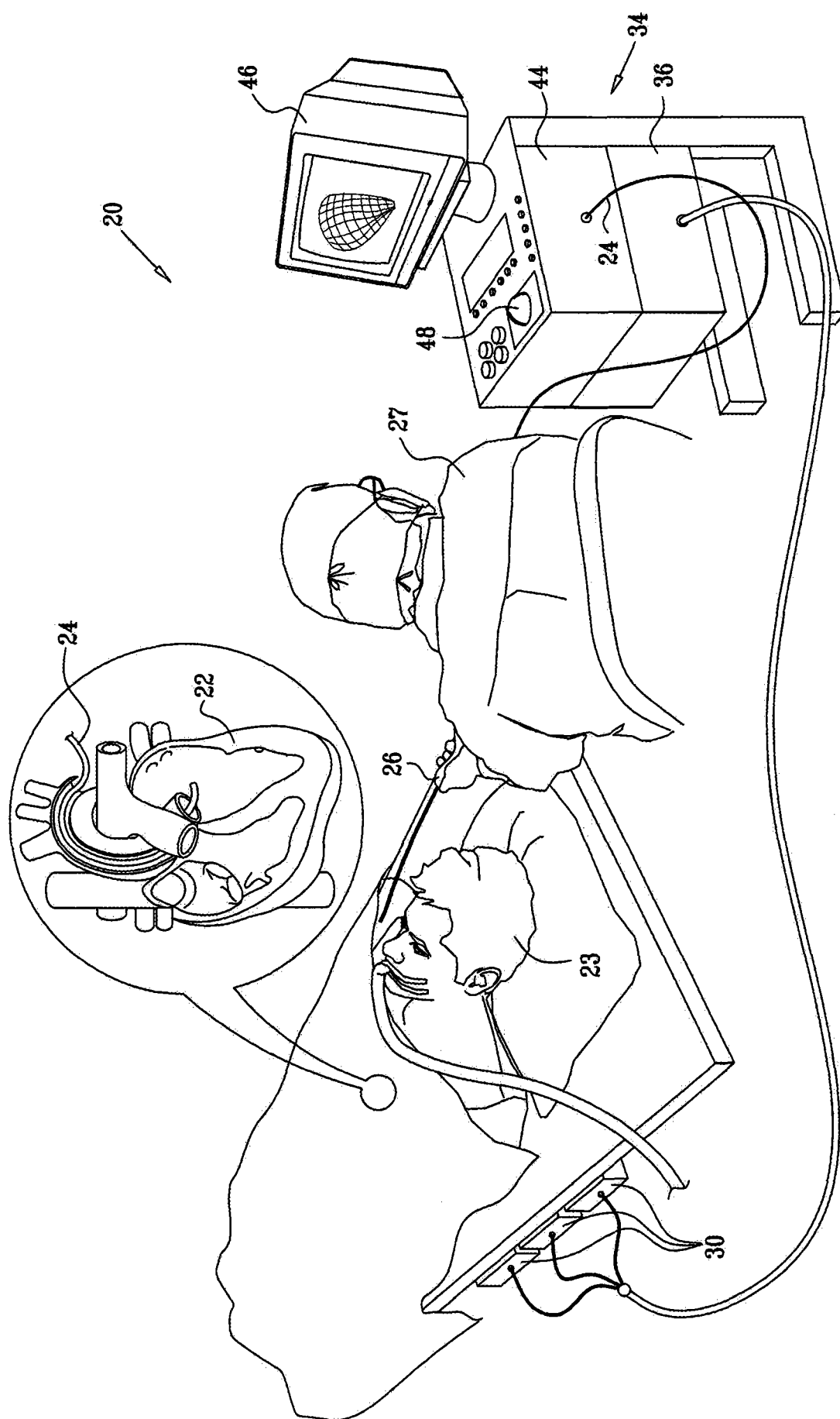
为了重建 3-D 和 4-D 图像，根据采集时间（相对于心动周期）对 2-D 扇形图像进行分组。通常，通过这种方式将图像分为 15 到 30 时序组（time groups）之间。然后使用位置和取向坐标，将每组中的图像组合成 3-D 容积矩阵。换句话说，图像被存储在 3-D 矩阵中，其中每个时隙有相应的矩阵。系统 20 可以给用户在每个时隙矩阵所采集的数据量的指示，以帮助用户知道什么时候终止数据采集。为了分割 3-D 图像，处理器 44 可以在将要分割的心室内选择一个种子

点。然后使用在步骤 72 中找到的轮廓，从该种子点向外扩展心室容积以便分割该心室。可选地，本领域中已知的其它方法可以被用于重建心室的表面。在该阶段的结束，对于每一个时隙，有从 3-D 容积产生的经过分割的象 CT 一样的图像。

在步骤 76 之后，使用 3-D 容积再现技术，处理器 44 能够显示心脏的运动容积，其中数字或其它可见信号（visual cue）显示内心脏表面上的电活动。这些 3-D 图像可以被显示为剪辑，在“四维”（4-D – 3-D 加上时间）显示中显示心脏运动和电活动。通过在 CARTO 图中插入（interpolation）电活动，可以在整个心壁表面上插入感兴趣的电参数，并且可以根据该参数对心脏图着色。在每个心动周期过程中，颜色改变和运动，从而使得用户能够视觉化（visualize）心脏的电活动和机械活动之间的交互。可以以类似的方式在 4-D 中显示其它参数，比如温度或者化学参数。可选地，依据用户的命令，系统 20 可以只显示运动的轮廓，并且任选地显示上述的计算出的机械参数，比如速度向量和应变。容积计算也可以在 4-D 图像上实施。

在诊断步骤 78，为了识别心脏组织的特性，系统 20 的用户观察和分析运动图像。例如，用户可以基于瘢痕组织的弱的电参数和异常的机械行为识别瘢痕组织区域。作为另一个例子，用户可以使用运动图像诊断不同心室之间的不适当协调，如心动周期过程中机械和/或电变化的不正常时序（timing）表示的。例如，这些异常性通常发生在充血性心力衰竭中。为了心脏再同步化治疗或者实现其它治疗目的，用户然后可以应用系统 20 提供的视觉信息以确定在心脏中何处放置起搏电极。

应当理解，上述实施例是以举例的方式引用的，本发明不局限于在上文中特别示出和描述的内容。相反，本发明的范围包括在上文描述的各种特征的组合和子组合，及其变化和修改，通过阅读在前的描述本领域技术人员将能够想到现有技术中未公开的这些变化和修改。



1
[X]

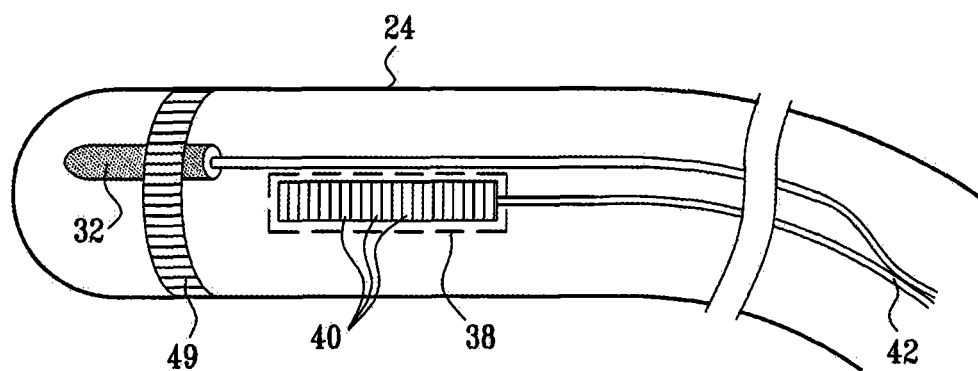


图 2

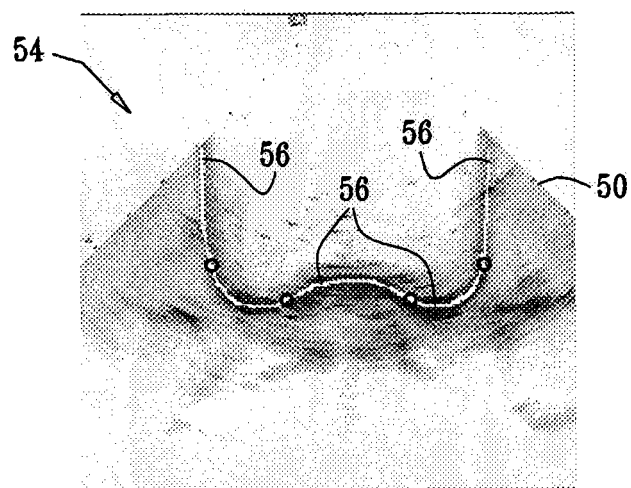


图 3

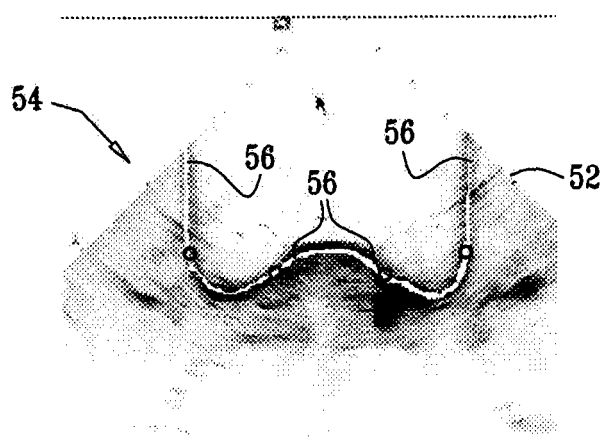


图 4

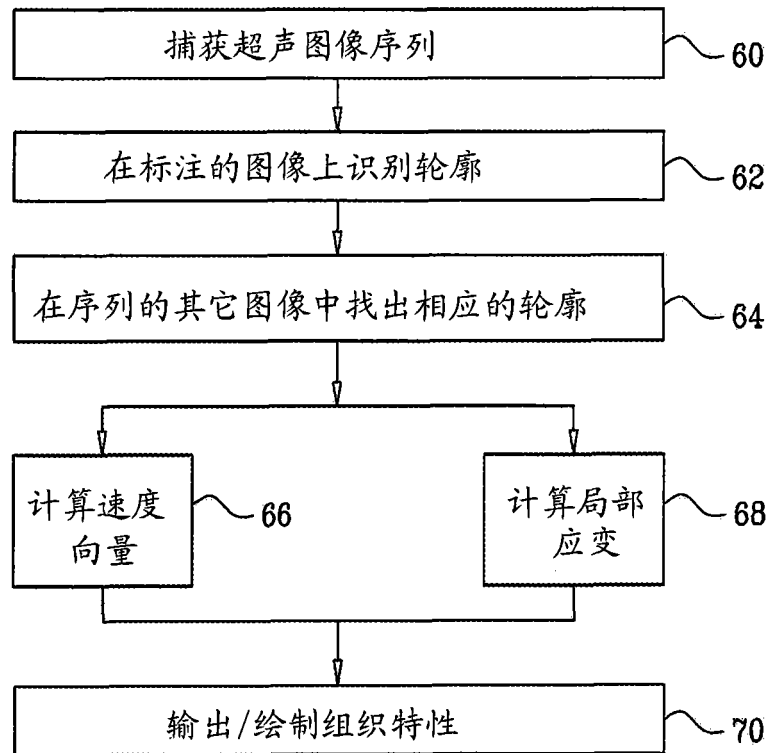


图 5

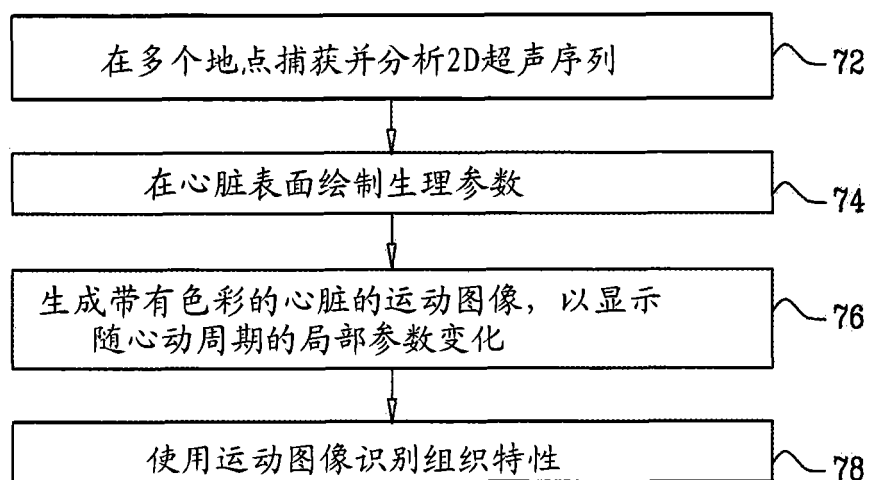


图 6

专利名称(译)	使用超声的心脏机械评估		
公开(公告)号	CN101332097A	公开(公告)日	2008-12-31
申请号	CN200810131430.1	申请日	2008-06-04
[标]申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能公司		
申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能公司		
当前申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能公司		
[标]发明人	A戈瓦里 AC阿尔特曼 A莱文		
发明人	A·戈瓦里 A·C·阿尔特曼 A·莱文		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4254		
代理人(译)	张雪梅		
优先权	60/941778 2007-06-04 US 12/126032 2008-05-23 US		
其他公开文献	CN101332097B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及使用超声的心脏机械评估。一种诊断方法包括捕获患者体内的运动器官的二维超声图像序列。在该序列的连续图像中识别该器官的至少一个轮廓并且对其进行处理以生成指示该器官随时间的运动的输出。

