



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109069122 A

(43)申请公布日 2018.12.21

(21)申请号 201780029145.6

(22)申请日 2017.05.12

(30)优先权数据

62/335,624 2016.05.12 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.11.12

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/032539 2017.05.12

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/197353 EN 2017.11.16

(71)申请人 富士胶片索诺声公司

地址 美国华盛顿州

(72)发明人 克里斯多夫·怀特

(74)专利代理机构 北京商专永信知识产权代理  
事务所(普通合伙) 11400

代理人 郭玥 侯晓艳

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

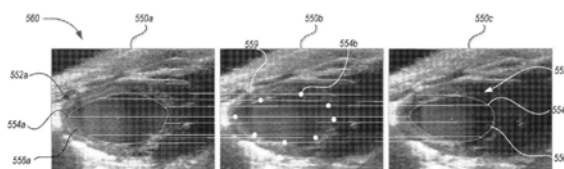
权利要求书2页 说明书11页 附图18页

(54)发明名称

确定医学图像中的结构的尺寸的系统和方法

(57)摘要

本发明公开了一种用于生成超声图像的系统及方法。在一个实施例中,在受试者的一个或多个位置处以离散时间增量获取超声图像数据。用户为两个或更多个图像帧添加控制点,处理器为在中间多个时间获得的多个图像帧内插控制点的位置。



1. 一种操作超声成像系统以确定受试者中的解剖结构的尺寸的方法,包括:  
将来自耦合到所述超声成像系统的换能器的超声能量发射到受试者;  
使用所述换能器从所述受试者获取超声回波数据;  
使用所获取的超声回波数据,通过所述超声成像系统显示所述受试者中的感兴趣区域的多个二维(2D)图像帧;  
在所述超声成像系统的用户界面处接收用户输入,其中,所述用户输入包括在至少第一图像帧和第二图像帧中的用户选择控制点,所述第一图像帧和所述第二图像帧定义了不同的时间点处的解剖结构的边界;和  
内插所述用户选择的控制点,以确定在所述第一图像帧和所述第二图像帧之间的多个时间获得的图像帧中的解剖结构的边界。
2. 如权利要求1所述的方法,还包括根据用户提供的控制点计算解剖结构的边界,并将所述边界从在心动周期中的一个点处获得的图像帧复制到在所述心动周期的类似点处获得的图像帧。
3. 如权利要求1所述的方法,还包括:  
使用所获取的超声回波数据,通过所述超声成像系统显示所述受试者中的感兴趣区域的多个二维(2D)图像帧;  
在所述超声成像系统的用户界面处接收用户输入,其中,所述用户输入包括在至少第一图像帧和第二图像帧中的用户选择的控制点,所述第一图像帧和所述第二图像帧定义了不同位置处的解剖结构的边界;和  
内插所述用户选择的控制点,以确定在不同位置获得的图像帧中的解剖结构的边界。
4. 如权利要求3所述的方法,还包括向用户显示在心动周期的各个部分处解剖结构延伸到的不同位置处的那些2D超声帧。
5. 一种操作超声成像系统以确定受试者中感兴趣区域的体积的方法,包括:  
使用耦合到所述超声成像系统的换能器从受试者获取超声回波数据,其中,在与感兴趣区域有关的多个时间和多个位置处获取超声回波数据;  
利用所获取的超声回波数据,通过所述超声成像系统构建所述受试者中感兴趣区域的多个三维(3D)图像,其中,各个3D图像包括多个图像帧,并且其中,在多个位置中的一个位置处和在多个时间中的一个时间获取各图像帧;  
在所述超声成像系统的用户界面处接收手动输入,其中,所述手动输入包括所述多个图像帧中的第一图像帧中的用户选择点,其沿所述第一图像帧中的感兴趣区域的用户定义边界,其中,所述第一图像帧包括在第一位置和第一时间获取的超声回波数据;和  
基于所述第一图像帧中的用户选择点,生成至少第二图像帧中的感兴趣区域的边界,其中,所述第二图像帧包括在第二位置和第一时间获取的超声回波数据。
6. 如权利要求5所述的方法,还包括:  
在所述多个图像帧的第三图像帧中接收用户选择点,所述用户选择点形成所述第三图像帧中的感兴趣区域的边界,  
其中,所述第三图像帧包括在第三位置和第三时间获取的超声回波数据,以及  
其中,所述第二时间在所述第一时间和所述第三时间之间。
7. 如权利要求6所述的方法,其中,生成所述第二图像帧中的感兴趣区域的边界还包

括:

在所述第一图像帧和所述第三图像帧中内插用户选择点;和  
使用三次样条曲线连接所述第二图像帧中的相邻内插点。

8. 如权利要求7所述的方法,其中,分别基于所述第二位置与所述第一位置和所述第三位置之间的距离,对内插进行加权。

9. 如权利要求7所述的方法,其中,分别基于所述第二时间与所述第一时间和所述第三时间之间的时间差,对内插进行加权。

10. 如权利要求5所述的方法,其中,所述超声能量的中心频率大于或等于约20MHz。

11. 根据权利要求5所述的方法,其中,各个3D超声图像表示在受试者的心动周期期间对应的心脏的不同部分。

12. 一种用于确定受试者中的解剖结构的尺寸的超声成像系统,包括:

超声换能器,其被配置为将超声能量发射到受试者中并从所述受试者获取超声回波数据;

处理器,其被配置为:使用所获取的超声回波数据,显示所述受试者中的感兴趣区域的多个二维(2D)图像帧;

接收至少用于第一图像帧和第二2D图像帧的用户选择控制点的用户输入,所述第一图像帧和所述第二2D图像帧定义在不同时间点的解剖结构的边界;并且

内插所述用户选择控制点,以定义在第一图像帧和所述第二图像帧之间的多个时间获得的图像帧的解剖结构的边界。

13. 根据权利要求12所述的系统,其中,所述解剖结构的尺寸在心动周期内变化,所述处理器被配置为显示多个2D图像帧,能够在所述多个2D图像帧中,在心动周期的一段时间段,在感兴趣区域中的各个位置处看到所述解剖结构的最大和最小尺寸。

## 确定医学图像中的结构的尺寸的系统和方法

[0001] 相关优先权申请

[0002] 本申请要求2016年5月12日提交的美国临时专利申请62/335624的权益和优先权，该临时专利申请在此通过引用整体并入本文。

[0003] 通过引用并入的专利和专利申请

[0004] 以下专利和出版物通过引用整体并入本文：2003年12月15日提交的题为“利用基于线的图像重建产生超声波图像的系统”的美国专利号7,052,460；2003年10月10日提交的题为“高频、高帧频超声成像系统”的美国专利号7,255,648；2006年11月2日提交的题为“高频阵列超声系统”的美国专利号7,901,358；2012年11月27日提交的题为“采集和显示血压和超声波数据的系统和方法”的美国专利号8,317,714；和2013年11月5日提交的题为“用于形成超声图像的系统和方法”的美国专利公开号2014/0128738。

### 技术领域

[0005] 本公开一般涉及医学成像系统。本公开的实施例涉及使用超声成像系统，以确定一个或多个超声图像中的解剖结构的边界和尺寸。

### 附图说明

[0006] 图1是根据本公开技术的实施例中配置的超声成像系统的框图。

[0007] 图2是根据本公开技术的实施例的示例性超声图像采集的示意图。

[0008] 图3A是使用本公开技术的实施例获取的一组超声帧的屏幕截图。

[0009] 图3B是根据本公开技术的实施例构建的3D超声图像。

[0010] 图3C是用于构建图3B的3D超声图像的单个二维超声图像帧。

[0011] 图4A和图4B是示出解剖结构的边界的用户输入的示意图。

[0012] 图5A和图5B是示出根据本公开技术的实施例的内插方法的部分示意图。

[0013] 图6A和图6B是示出根据本公开技术的实施例的另一种内插方法的部分示意图。

[0014] 图7是根据本公开技术的实施例的生成一个或多个超声图像中的一个或多个解剖结构的边界的过程的流程图。

[0015] 图8A-图8E是示出根据本公开技术的一些实施例的如何进行插值解剖结构的边界的图示。

[0016] 图9是根据本公开技术的实施例的生成一个或多个超声图像帧中的一个或多个解剖结构的边界的过程的流程图。

### 具体实施方式

[0017] 在超声成像装置中，受试者的图像是通过将来自换能器的一个或多个声脉冲传递到身体中来创建的。响应于脉冲而产生的反射回波信号由相同或不同的换能器检测。该回波信号使换能器元件产生由超声系统分析的电子信号，以便产生回波信号的某些特性的图，例如它们的振幅、功率、相位或频移等。该图可用于形成二维(2D)图像。

[0018] 使用在不同位置处从受试者接收的超声回波信号形成的多个2D图像,可用于形成受试者的三维(3D)图像。在受试者的心脏或呼吸周期的不同时间和/或不同部分期间获得的受试者的若干3D图像,可用于形成受试者的四维(4D)图像(例如,视频和/或电影回放)。操作者可以使用3D和/或4D图像集来确定图像中的结构(例如,心脏和/或另一器官或结构)的体积。操作者可能希望测量例如在特定时间点和/或多个时间点的心脏体积。确定心脏的体积通常涉及在几个2D图像的每一个中描摹心脏壁的境界。摹写的境界可以用于形成表示心脏体积的3D网格,可以使用该3D网格计算心脏的尺寸(例如,体积或表面积)。然而,对于由若干3D图像组成的4D图像集而言,在每个3D图像的各个2D图像帧中描摹结构的轮廓可能是耗时且繁琐的。例如,如果3D图像包括20个2D图像帧,则例如由20个3D图像制成的4D图像,总数据集可包括400个单独的图像帧。一些现有技术方法试图使用分割、图像分析和/或其他自动描摹装置,自动描摹图像中的结构。然而,在许多高频超声图像中,结构的边定义可能非常不清楚,因此自动分析可能具有挑战性和不准确性。因此,对器官解剖结构了解的操作者可以更准确地辨别图像中的境界应该被绘制的位置。

[0019] 本公开技术的实施例能够减少确定3D和/或4D超声图像集(其可以包括数十,数百或甚至数千个图像)中的解剖结构的境界所需的操作者的输入量。在一个实施例中,例如,操作超声成像系统以确定受试者中感兴趣区域的尺寸的方法,包括使用耦合到超声成像系统的换能器从受试者获取超声回波数据。可以在涉及感兴趣区域的多个时间点和多个位置处获取超声回波数据。该方法还包括使用所获取的超声回波数据,通过超声成像系统构建感兴趣区域的多个3D图像。各个3D图像包括多个图像帧,可以在多个位置中的一个位置处和多个时间中的一个时间点获取各个图像帧。超声成像系统接收手动输入,该手动输入可以包括例如定义感兴趣区域中的解剖结构境界的第一图像帧中的用户选择点。成像系统可以基于第一图像帧中的用户选择点计算第二图像帧中的感兴趣区域中的解剖结构境界。在一些方面,第一和第二图像帧包括在同时但不同位置处获取的超声数据。然而,在其他方面,第一帧包括在与第二帧相同的位置处和不同的时间获取的数据。该系统可以使用第一图像帧中的用户定义境界和第二图像帧中的计算境界来确定感兴趣区域的尺寸(例如,体积或表面积),并且可以将该感兴趣区域的尺寸输出到连接至超声成像系统的显示器。

[0020] 适用系统

[0021] 图1是示出了成像系统100的框图。系统100在受试者102上操作。靠近受试者102的超声探头112被配置为获取图像信息。该超声探头在高频下(例如,但不限于,中心频率介于15-60MHz之间及更高频率)产生超声能量。此外,可以使用显著地大于上述那些频率的超声操作频率。将受试者102连接到心电图(ECG)电极104,以从受试者102获得心律。电极104将心脏信号传输到ECG放大器106,以调节用于提供给超声系统131的信号。应认识到,可以使用信号处理器或此类装置代替ECG放大器来调节该信号。如果来自电极104的心脏信号是合适的,则可以完全避免使用放大器106或信号处理器。

[0022] 超声系统131包括控制子系统127、图像构建子系统129(有时被称为“扫描转换器”)、发射子系统118、接收子系统120和人机界面136(例如,用户界面和/或用户输入)。将处理器134耦合到控制子系统127,以及将显示器116耦合到处理器134。将存储器121耦合到处理器134。存储器121可以是任何类型的计算机存储器,其通常被称为随机存取存储器“RAM”,其中存储有软件123。软件123控制超声数据的获取、处理和显示,允许超声系统131

显示高帧率图像,从而可以对快速移动结构的运动进行成像。软件123包括一个或多个模块,以获取、处理和显示来自超声系统131的数据。该软件包括协调超声子系统的各种机器代码模块,如下所述。从超声系统获取数据,处理该数据以形成完整图像,然后在显示器116上向用户显示。软件123允许管理多个获取会话以及保存和加载这些会话。还可以通过软件123实现超声数据的后期处理。

[0023] 可以使用硬件和软件的组合,来实现使用基于线的图像重建来产生超声图像的系统。该使用基于线的图像重建来产生超声图像的系统硬件实现可以包括以下技术中的任意一种或组合,这些技术在本领域中都是公知的:离散电子元件、具有用于在数据信号上实现逻辑功能的逻辑门的离散逻辑电路、具有适当逻辑门的专用集成电路、可编程门阵列(PGA)、现场可编程门阵列(FPGA)、一个或多个大规模并行处理器等。

[0024] 用于使用基于线的图像重建来产生超声图像的系统软件,包括用于实现逻辑功能的可执行指令的有序列表,并且可以体现在任何计算机可读介质中以供指令执行系统、装置或设备(例如基于计算机的系统、包含处理器的系统或可以获取和执行指令的其他系统)使用或与之结合使用。

[0025] 在本文档的上下文中,“非暂时性计算机可读介质”可以是能够包含、存储或传输程序以供指令执行系统、装置或设备使用或与之结合使用的任何物理装置。该非暂时性计算机可读介质可以是,例如但不限于,电子的、磁性的、光的、电磁的、红外的或半导体的系统、装置或设备。非暂时性计算机可读介质的更具体示例(非详尽列表)将包括以下内容:具有一条或多条电线的电气连接(电子的)、便携式计算机磁盘(磁性的)、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、可擦除可编程只读存储器(EPROM或闪存)(磁性的)、光纤(光的)和便携式光盘只读存储器(CD-ROM)(光的)。

[0026] 存储器121可以存储由超声系统100获得的图像数据110。将非暂时性计算机可读存储介质138联接到处理器,用于向处理器提供指令以指示和/或配置处理器,以执行与超声系统131的操作相关的步骤或算法,如下面进一步说明的。

[0027] 超声系统131可包括控制子系统127以指导超声系统131的各种组件的操作。控制子系统127和相关组件可以被提供为用于指示通用处理器的软件,或者被提供为硬件实现中的专用电子器件。超声系统131包括图像构建子系统129,用于将由接收的超声回波产生的电信号转换为可由处理器134操纵并且可在显示器116上呈现为图像的数据。将控制子系统127连接到发射子系统118,以向超声探头112提供超声发射信号。超声探头112又将超声接收信号提供给接收子系统120。接收子系统120还向图像构建子系统129提供表示所接收信号的信号。接收子系统120还被连接到控制子系统127。扫描转换器由控制子系统127控制,以对接收的数据进行操作以使用图像数据110渲染图像,以供显示。

[0028] 超声系统131可包括ECG信号处理器108,其配置成从ECG放大器106接收信号。ECG信号处理器108向控制子系统127提供各种信号。在一些实施例中,接收子系统120还从ECG信号处理器108接收ECG时间戳。将接收子系统120连接到控制子系统127和图像构建子系统129。图像构建子系统129由控制子系统127控制。

[0029] 超声系统131还可包括配置成移动超声探头112的马达180(例如,步进马达、伺服力矩马达、摇摆器(wobbler)等)。马达180例如可以被配置为在一个或多个空间方向上(例如,沿x,y和/或z轴)移动超声探头112和/或旋转超声探头112。

[0030] 超声系统131通过超声探头112发射和接收超声数据,向用户提供接口以控制成像系统100的操作参数,并处理适于制定表示解剖结构和/或生理结构的静止和运动图像的数据。将图像通过界面显示器116呈现给用户。

[0031] 超声系统131的人机界面136从用户获取输入,并且转换此输入以控制超声探头106的操作。人机界面136还通过显示器116向用户呈现经处理的图像和数据。

[0032] 与图像构建子系统129协作的软件123对接收子系统120产生的电信号进行操作,以产生高帧率超声图像,该高帧率超声图像可用于对受试者102的快速移动的解剖结构进行成像。

[0033] 控制子系统127基于用户选择参数来协调超声探头112的操作和其他系统的输入。例如,控制子系统127确保在每个空间位置以及与ECG信号相关的每个时间窗口获取数据。因此,完整数据集包括沿ECG信号的每个时间窗口以及图像帧的每个空间部分的原始数据。应认识到,可以通过在用于近似完整数据集的不完整数据集中的值之间进行适当的内插,而使用不完整的数据集。

[0034] 发射子系统118基于用户选择参数产生超声脉冲。超声脉冲由控制子系统127适当地排序,并被施加到探头112以朝受试者102发射。

[0035] 接收子系统120记录从受试者102返回的回波数据,并基于用户选择参数处理该超声回波数据。接收子系统120还从探头112接收空间配准信号,并将与接收到的数据有关的位置和时序信息提供给图像构建子系统129。

[0036] 适用方法

[0037] 图2是根据本公开技术的实施例的超声图像采集的示意图。超声探头112将超声能量发射并接收到感兴趣区域103(例如,受试者的心脏和/或另一器官)。马达180将超声探头112移动到与感兴趣区域103有关的多个位置中的每一个,该多个位置间隔开预定距离(例如,0.1mm,0.25mm,0.5mm)。超声系统131接收来自超声探头112的与发射的超声能量相对应的信号,并形成感兴趣区域103的多个二维(2D)超声图像帧或切片250a-250n。如下面参考图3A-图3C更详细地所述,超声图像帧250a-250n可以作为多个2D图像在界面136处呈现给用户,和/或可以用于形成感兴趣区域103的三维(3D)图像。

[0038] 图3A是图像集360的屏幕截图,该图像集360包括例如利用探头112和超声系统131(图1和图2)获取和构建的多个超声帧350。图3B是使用图3A的超声帧350中的一个或多个(包括超声图像帧350a),由系统131构建的3D超声图像365。图3C是超声图像帧350a的放大图。

[0039] 参考图3A,使用在与受试者(例如,如图2中所示)的感兴趣区域有关的多个位置处获取的超声数据来形成多个超声图像帧350。超声系统131将图像集360呈现给用户。用户可以选择一个或多个图像帧350,并且输入与至少一个图像帧350中的解剖结构(例如,诸如心脏、肝脏、肾脏、肺的器官和/或它们的一部分)的边缘、周边或边界有关的信息。用户输入可以包括通过触摸屏、键盘、鼠标、触摸板等手动输入。图3A示出了所描摹的超声图像帧350a-k,每个超声图像帧包括对应于解剖结构的边缘或轮廓的边界352。如下面将在本公开技术的一些实施例中进一步详细所述,超声系统131接收仅与图像帧350a和350k中的边界352相关的用户输入,并且该系统生成介于中间的(intervening)图像帧350b-j中的边界。然而,在其它实施例中,系统131接收与每个图像帧350a-k中的边界352相关的用户输入。

[0040] 下面同时参考图3A和3C,每个边界352包括由用户输入的多个控制点354。例如,根据所摹写的解剖结构的复杂性,用户可以输入3-6个控制点或在某些情况下根据需要输入更多。更复杂的形状将需要更多的用户输入。超声系统131将相邻控制点354与多个分段356连接,并且在一个实施例中,计算多个控制点354的近似中心点355。在图3C所示的实施例中,分段356包括相邻控制点354之间的三次样条曲线。允许用户沿解剖结构的边界352(例如,心脏壁)绘制或输入相对少的控制点354,将控制点与平滑连接的三次样条曲线分段连接可以显著减少用户定义一个或多个图像中的解剖结构的边界所花费的时间量。此外,三次样条曲线具有类似曲线的形状,这可以与沿解剖结构的曲线(例如心壁)非常自然地一致。然而,在一些实施例中,分段356可以是线性的和/或具有与三次样条曲线不同的形状。在其他实施例中,系统131可以接收包括解剖结构的整个摹写的轮廓的用户输入。系统131可以使用例如存储在存储器121(图1)上的软件,来确定由图像帧350a-k中的边界352定义的尺寸(例如,体积和/或表面积)。可以在例如上文引用作为参考的美国专利号8,317,714中找到用于确定解剖结构的尺寸的一种或多种技术的示例。

[0041] 图4A和4B是示出根据本公开技术的实施例的用户输入和边界生成的图。参考图4A,图像集460包括多个图像帧450a-h(例如,图3A的图像帧350a-h),为了清楚和易于理解,其示意性地示出图像帧450a-h而没有超声数据。图像帧450a-h包括一个或多个所谓的“关键”帧450a和450h以及几个中间帧450b-g。根据一个实施例,用户在关键帧450a中示出的一个或多个解剖结构上输入控制点,成像系统(例如,图1的超声系统)绘制边界452a。用户重复关键帧450h的序列,成像系统绘制边界452h。之后,该系统通过在边界452a和452h之间进行内插,在中间帧450b-g中生成一组边界452b-g。

[0042] 在一个实施例中,用户不操纵每个帧中所示的基础超声数据。而是,用户输入定义形状的许多数据点,这些数据点与底层(underlying)超声数据是分开的。超声系统131确定用户输入的那些形状之间的中间形状,并使用输入和确定的形状计算体积,表面积等。

[0043] 参考图4B所示,用户可以通过输入附加控制点或沿边界452e'移动控制点来修改布置在图像帧450e上的控制点。因此,超声系统根据所修改的控制点计算新的边界。然后,超声系统使用边界452a和修改边界452e'以及边界452f和452g,对中间帧的边界452b-d执行重新插值。使用修改的边界452e'和用户输入边界452h,可以增加中间帧452b-d、452f和452g中的边界的精度,而无需用户在中间帧中输入。

[0044] 图5A是示出根据本公开技术的实施例的解剖结构的边界的生成的图。图5A示出了包括关键帧550a和550c的图像集560,用户在关键帧550a和550c上布置控制点以定义描摹心脏壁的边界552a和552c。如上面参考图3A-图4B所示,用户在关键帧550a和550c上输入一个或多个控制点554(在帧550a-c中编号为控制点554a-c)。多个分段556(例如,三次样条曲线)连接各个关键帧550a和550c中的相邻控制点554。系统(例如,图1的系统131)可以通过沿线559插值和/或变形来自动生成中间帧550b的控制点554b,以定义中间帧的控制点。

[0045] 与传统的帧动画一样,边界帧对定义了关键帧。内部或“中间”帧可能仅包括外部帧的略微修改。例如,可以使用关键帧中存在的信息充分地近似中间帧上的心脏壁边界。可以基于它们与用户定义的轨迹的接近度来变换中间帧的轨迹。在一些实施例中,可以从由用户绘制的很少几个“关键”帧上布置的控制点成功描摹到心脏的所有壁。其他帧上的迹线可以是这些关键帧中的边界的变形或插值表示。当用户调整关键帧上的控制点时,可

以基于更新的信息自动调整一些或所有中间帧的控制点。如上所述,用户可以调整他或她认为不在心脏壁边界上或附近的中间帧中的控制点。然后将该附加信息应用于整个数据集以改善剩余的中间帧的质量。

[0046] 图5B是示出根据本公开技术的另一实施例的解剖结构的边界的生成的图。图像集561包括关键帧550d和550f,该关键帧550d和550f具有布置在定义表示心脏壁的边界552d和552f的图像帧上的对应控制点。在所示实施例中,边界552d和552f具有基本相同的形状但不同的尺寸。系统可以通过在关键帧550d中的控制点554d和关键帧550f中的控制点554f之间进行内插来自动生成控制点554e,而不是用户在中间帧上输入全新的控制点集。例如,在某些情况下,调整大小或移动整个边界会更快。系统可以复制任一关键帧的边界形状的控制点和连接样条,并允许用户简单地放大或缩小中间帧的边界尺寸,而不改变其形状。在一些实施例中,也可以将边界旋转和/或移位到新位置而不改变其尺寸或形状。

[0047] 图6A和图6B示出了根据本公开技术的实施例的另一种插值方法。同时参见图6A和图6B,系统沿相邻控制点554之间的样条曲线556生成许多(例如,128,256,512)点658。通过仅呈现和允许用户修改控制点来简化用户交互。例如,由用户输入的原始边界点为控制点。用户可以输入例如3,4,5或任何数量的控制点。之后,系统生成不呈现给用户但用于内部计算内部点658。在一些实施例中,可以沿各样条曲线556在相同的旋转位置处开始点658的标引。例如,系统可以在12点钟位置(即,如图中所示的 $0^\circ$ 和/或垂直位置)开始对点658进行排序,并继续沿顺时针和/或逆时针方向标引其它的点658。然后,系统可以从左关键帧550d和右关键帧550f(图6B)中选择匹配的一对点。例如,从各点集658和658'中选择第n个点(即第16个点)。如图6B中所示,帧550d中的点658与帧550f中的点658'匹配。给定每个点的坐标位置(水平和垂直,x,y,以单位mm定义),可以在这些匹配点658和658'之间计算参数线性方程。使用这些方程和图像帧550e的位置,系统在中间帧550e上选择新点658"的坐标位置。在一些实施例中,位置可以是时间或帧。对所有计算的内部点对(例如,128,256,512点对)重复此操作。结果是在帧550e上生成边界表示658"。

[0048] 在一些实施例中,使用线性方程(例如, $y=mx+b$ )计算中间帧550e上的点,其中因变量x是帧位置或时间。例如,对于点的两个空间参数(水平和垂直位置)中的每一个,可以使用定义为 $y=mx+b$ 的线性方程,使用来自关键帧550d和550f的值,来确定中间帧550e的对应点。在该方程中,y是空间参数之一(例如,位置),x是帧位置,其可以例如以帧(或时间或位置)为单位进行测量。为了导出中间帧550e的点的物理位置,可以通过将变量x内插正确的帧位置来使用所定义的线性方程。例如,参考图6B,如果在从控制点658到658'的时间点内内插控制点,则可以用坐标x,y,z来表示这些点,其中x是2D图像550d内的水平位置,y是2D图像550d内的垂直位置,z描述由3D马达获取的图像的位置。例如,控制点658可以是x,y,z(5.5mm,3.3mm,6mm)。控制点658'可以是(4.0mm,5.2mm和8mm)。为了在帧550e(该帧的z位置是7mm)上内插控制点658"的位置,对两个参数的线性方程解如下: $y=m_z z+b$ 和 $x=m_z z+b$ 。因此,x值的方程是 $x=-0.75z+10.0$ ,y值的方程是 $y=0.95z-2.4$ ,两者都是z的函数。因此,点658"是(4.75mm,4.25mm,7mm)。当跨时间点插值时,则z轴变为时间,并且两个点将被表示为x,y,t,其中t以时间为单位。例如,两点可能是658(5.5mm,3.3mm,6ms)和658'(4.0mm,5.2mm和8ms)。对两个参数的线性方程解如下: $y=m_t t+b$ 和 $x=m_t t+b$ 。因此,x值的方程为 $x=-0.75t+10.0$ ,y值的方程为 $y=0.95t-2.4$ ,两者都是t的函数。因此,插值控制点658"具有

值(4.75mm,4.25mm,7ms)。对于来自关键帧550d和550f的所有点对重复上述过程。结果是,中间帧550e的点658“将具有由如图6B所示的新点定义的形状。

[0049] 在一些实施例中,可以将沿用户定义控制点之间的样条曲线的内部点内插中间帧,而不是使用用户定义控制点。每个帧可以包括沿样条曲线计算的几百个点(例如,128,256,512等)。在一个实施例中,这些点中的每一个从诸如12点钟位置的共同位置开始编号。可以在一个关键帧上的这些点的全部或少于全部以及第二关键帧上的相同编号点之间确定数学线,以计算中间帧中的对应点。

[0050] 为了减少显示给用户的中间帧的插值点的数量,系统确定哪个插值点最接近关键帧中的用户定义的控制点。例如,一个关键帧中的用户定义的控制点可能最接近一个关键帧中的点63,而另一个关键帧中的对应用户定义控制点可能最接近点75。若关键帧550d中的控制点的数量与关键帧550f中的数量不匹配,则可以计算附加控制点并沿样条曲线658或658'中的至少一个内插这些附加控制点,使得它们每个包含相同数量的控制点。此新控制点仅存在用于内部计算,而不会向用户显示。可以使用与上述相同或类似的线性插值来计算中间帧550e的新控制点标引的位置。例如,系统{63,6mm}和{75,8mm}的线性方程针对存在于7mm的中间帧550e进行求解。该系统的方程是 $Index=6x+27$ ,其中x是帧的位置。计算7mm处的帧550e,结果该标引为69。因此,选择插值点69作为控制点,以向用户显示中间帧。对关键帧550d和550f上的每对控制点重复该过程。结果得到帧550e上的一组内插控制点,其被呈现给用户并且可以被选择和修改。

[0051] 在一些实施例中,代替使用两个帧之间的点和控制点标引的线性插值,可以使用三次插值或甚至二次插值。在这种情况下,不是使用两个边界帧来求解系统,在三次插值的情况下将使用三个帧,在二次插值的情况下将使用四个帧。还可以使用三次样条插值,这将使用所有帧的数据来生成中间帧的数据。

[0052] 一旦计算插值点后,就可以将它们标绘在中间帧和连接插值控制点的计算出的样条曲线上。用户可以移动计算出的控制点的位置。如果控制点的位置移动到更好地与解剖特征一致,则可以将中间帧指定为关键帧,并且可以将帧中控制点的位置用作确定其它中间帧中控制点的位置的基础。在某些情况下,例如,调整大小或移动整个边界会更快,而不是修改单个控制点。用户可以放大或缩小中间帧的边界尺寸而不改变其形状。在一些实施例中,边界也可以旋转和/或移位到新位置而不改变其尺寸或形状。

[0053] 图7是示出在一个或多个2D超声图像帧中生成一个或多个解剖结构(例如,心脏、肝脏、肾脏和/或其一个或多个部分)的边界的过程700的流程图。在一些实施例中,用于使处理器实现过程700的指令可以存储在存储器(例如,图1的存储器121)上并且由超声成像系统(例如,图1的系统131)的处理器(例如,图1的处理器134)执行。在块710处,过程700从超声换能器探头(例如,图1和图2的探头112)向受试者(例如,人或动物,例如大鼠或小鼠)中感兴趣区域(例如,心脏、肝脏、肾脏)生成并发射超声能量(例如,具有大于约15MHz的中心频率的超声能量)。在块720处,过程700获取对应于从受试者接收的超声回波的超声数据,并使用所获取的超声数据形成一个或多个超声图像帧(例如,图3A的图像帧350)。在一些实施例中,过程700可以在与感兴趣区域有关的离散位置处获取图像数据。如上所述,例如,参考图2,过程700可以控制马达(例如,马达180)并且使探针相对于感兴趣区域移动预定的增量距离,以在多个位置处获取超声数据。然而,在其他实施例中,过程700在单个数据

采集中从感兴趣区域获取超声图像数据。

[0054] 在块730处,过程700可选地使用在块720处获取的图像帧构建一个或多个3D或4D图像。过程700可以使用在与感兴趣区域有关的预定位置处获取的多个2D图像帧来形成3D图像。过程700还可以使用例如在受试者的心动周期的不同部分获取的若干3D图像来形成一个或多个4D图像。在一个实施例中,过程700使用申请人的共同未决申请序列号14/072,755中公开的一种或多种方法来构建4D图像,该未决申请公布为美国专利公开号2014/0128738,并且通过引用合并于此。在其他实施例中,该过程直接进行到块740,而不需要构建3D和/或4D图像。

[0055] 在块740处,过程700将在块720处获取的2D图像帧呈现给操作者(例如,图3A的图像集360)。操作者选择一个或多个2D图像帧作为关键帧,并在靠近和/或沿着各个图像帧中的解剖结构的边界布置一个或多个点或标记作为控制点。

[0056] 在块750处,过程700基于在块740处接收的用户输入,在一个或多个所获取的图像帧中生成边界。如上面参考图4A和4B所述,例如,用户可以选择两个关键帧并在关键帧中的解剖边界周围描摹或标绘点。可以计算样条曲线或其他数学曲线/线以连接控制点,以描摹解剖特征的周界。过程700可以在第一关键帧中的各个控制点和第二关键帧中的对应控制点之间进行内插,以在关键帧之间的一个或多个中间图像帧中自动生成边界。

[0057] 在块760处,该过程可以经由显示器向用户呈现具有绘制边界的2D图像帧,以用于另外的编辑。如上面参考图4B中所述,例如,过程700可以接收用于任何生成的边界的用户输入,以进一步提高边界的准确性。例如,用户可以调整中间帧之一中生成的边界,其中,所生成的边界与图像中的解剖结构的边界不匹配。用户手动调整的各中间图像变为新的关键帧,由此可以提高剩余的中间帧的准确性。

[0058] 在块770处,过程700可以确定由手动输入和2D图像帧中生成的边界定义的地域的测量值(例如,表面积、周长、体积)。

[0059] 在块780,过程700将所确定的测量值输出给操作者。

[0060] 图8A-8E是示出根据本公开技术的一些实施例的4D图像集860中的解剖结构的边界的生成的示意图。在图中,以实线示出的解剖结构边界由用户输入,而以虚线示出的那些解剖结构边界被计算。同时参见图8A-图8E所示,4D图像集包括以行和列的网格排列的感兴趣区域的多个2D图像帧。行A-M表示在与感兴趣区域有关的不同位置处拍摄的2D图像切片,例如,如上面参考图2所述。列TP1-TP9表示在不同时间点和/或时间段拍摄的2D图像。总之,每列中的2D图像帧可以包括在特定时间TP1-TP9时获取的感兴趣区域的3D图像。在一些实施例中,时间TP1-TP9对应于受试者的心动周期的不同部分。TP1可以表示例如受试者的心博周期中的第一时间点(0ms时间)。TP5可以表示例如整个心博周期的大约1/2的时间点。根据心率,TP5可能为50毫秒(例如,如果心博周期为100毫秒)。在一些方面,TP9和TP1通常可以表示心脏完成一个循环并开始后续循环的循环中的相同或相似的时间点。在一些方面,在1/4点(TP3)和3/4点(TP7)的时间点获得的数据是相似的。

[0061] 在所示实施例中,4D图像集包括在13个位置和9个时间点处获取的2D图像帧。然而,在一些实施例中,该4D图像集可包括在更少或更多位置和/或时间点处获取的2D图像帧。此外,为了说明,用二维网格示出各个2D图像帧。然而,在其他实施例中,该2D帧可以以任何合适的格式呈现。例如,在一些实施例中,超声系统可一次呈现一个图像或一部分图

像。

[0062] 下面参考图8A,操作者沿图像帧850a和850b中的解剖结构的边界输入点。超声系统(例如,图1的系统131)分别在帧850a(TP1-A)和850b(TP1-M)上的TP1上的图像中绘制相应的边界852a和852b。之后,超声系统产生用于中间帧TP1-B到TP1-L的控制点。然后,操作者根据上述方法修改任何中间帧的任何控制点的位置,使得该时间点(TP1)的所有边界与解剖结构适当匹配。例如,用户可以修改帧TP1-G中的控制点的位置,以更好地与超声图像中捕获的解剖结构的边界一致。在一些实施例中,边界可以不在TP1-A上开始和在TP1-M上结束,而在其他位置上开始和结束(例如,操作者可以在图像帧TP1-C上开始布置控制点,并根据正被描摹的解剖结构的范围在TP1-K上结束)。

[0063] 下面参考图8B,系统之后指示用户为在两个附加时间点(1/4位置时间点TP3和1/2位置时间点TP5)获得的至少两个图像帧绘制完整边界。在其他实施例中,根据在执行扫描中使用总时间点的多少,该1/4和1/2时间点将是不同的。操作者完成上述类似步骤以完成这些时间点的描摹。在一些实施例中,系统自动重新调整显示器,使得仅向操作者呈现在1/4时间点获得的用于描摹的图像帧。一旦完成1/4时间点处的图像帧,系统就移动到1/2时间点,并指示用户完成在该时间点获得的至少两个图像帧的边界。在完成此操作之后,用户将绘制三个时间点TP1,TP3(例如1/4位置)和TP5(例如1/2位置)的完整边界。系统将基于这些时间点为中间帧生成控制点位置。例如,参考图8B,TP3D,E,F,H,I,J和TP5E,F,H,I。操作者不需要在第一位置(例如位置A)上开始边界描摹和在最后一个位置(例如位置M)上完成该边界描摹,而可以在任何两个位置上开始和停止。例如,如果解剖结构是心脏,则其将在心动周期的中间收缩。

[0064] 下面参考图8C,如上所述,例如,当心脏处于受试者的心动周期中的类似位置时,TP1和TP9出现。这意味着边界形状也将类似。此外,参照受试者的心动周期中的1/4和3/4位置点,在TP3和TP7处获得的数据通常也会产生类似的边界形状。因此,在受试者的心动周期的相似部分处的解剖结构的边界可以具有相同或相似的尺寸和形状。在一个实施例中,系统复制从时间TP1到时间TP9以及从TP3到时间TP7的边界。然而,在其他实施例中,操作者可以手动输入在时间TP7和TP9处获得的帧上的边界。系统将为这些时间点生成中间帧的数据。

[0065] 下面参考图8D,系统之后为所有剩余的时间点生成边界,所述剩余时间点不由操作者直接绘制(TP1,TP3和TP5)或由系统从这些现有边界(TP7和TP9)复制。这些时间点被称为“固定时间点”,而时间点TP2,TP4,TP6,TP8的数据由系统产生。这些时间点被称为“中间时间点”。在一些实施例中,根据所获取的总时间点的数量,可能存在更多的中间时间点。为了为在中间时间点获得的任何帧生成边界,系统看上去是“水平地”穿过不同时间点,并且从在“固定时间点”获得的两个边界帧内插数据。例如,为了生成帧TP2-F的边界,系统从固定帧TP1-F和TP3-F进行插值。为所有中间时间点上的所有帧重复该过程。

[0066] 在一些实施例中,被描摹的解剖结构不会延伸到所有时间点的第一个和最后一个获取位置。与心脏运动一样,心脏在接近心动周期的中间时会收缩。因此,边界可以仅存在于时间点帧的一部分上(例如,在图8D中,在TP5上,在帧TP5-D到TP5-J上绘制的边界)。当系统为中间时间点生成边界时,基于边界固定帧的存在,确定每个帧上是否存在边界。参考图8E,通过连接每个时间点的外部边界帧,可以形成区域掩模,从而区分哪些帧包含要绘制的

边界,哪些不包含。该区域外的帧(例如,以白色绘制的帧)不接收在中间边界生成的系统。当操作者进行调整时,将会改变该区域掩码。

[0067] 在一些实施例中,图像识别软件可以分析2D图像帧,并且仅向用户显示可以看到解剖结构的位置的那些图像帧。这可以帮助用户为图像帧输入控制点,其由系统用于计算内插控制点。可以为用户隐藏解剖结构未延伸的位置处的图像帧,以减少用户在输入控制点时必须查看的图像帧的数量。

[0068] 操作者下面可以调整所有中间和固定边界。改变将导致所有中间边界的更新。例如,如果操作者调整帧TP5-G(图8C)中的固定边界,则将导致该时间点的毗邻(bordering)中间帧(例如,TP5-E、TP5-F、TP5-H、TP5-I)的边界由系统自动更新。由于这会导致位置F的改变,因此其它中间时间点(例如,TP4-F和TP2-F、TP6-F、TP8-F)也将被更新。可以理解,这可能导致所有中间帧的全局变化。在一个实施例中,为了确保改变不会导致无限递归更新,一旦用户更新了时间点(时间点上的任何帧),将仅“垂直地”更新该时间点中的帧的边界。例如,中间帧TP5-E将仅基于TP5(例如,TP5-D和TP5-G)中的帧进行内插。此外,中间时间点(例如,TP4)将只能被“水平”内插。例如,中间帧TP4-E将仅基于TP3和TP5(例如,TP3-E和TP5-E)中的帧进行内插。如果用户对TP4上的任何边界进行调整,则TP4就不再是中间时间点而变为固定时间点并且不再“水平”内插。

[0069] 图9是根据本公开技术的实施例的在一个或多个3D超声图像中生成一个或多个解剖结构的边界的过程900的流程图。在块990,提示用户描摹心动周期中的第一点处、第二点处(通常为随后的1/4周期)和第三点处(通常为随后的一半周期)的帧中的解剖结构的边界。在块992,过程900将输入到第一和第1/4图像帧上的边界复制到第n个较晚时间点的帧,该第n个较晚时间点为与受试者的心动周期的大致相同或相似的部分(例如,图8A-8E中的时间点TP1到TP9,和TP3至TP7)。

[0070] 在块994,过程900自动生成在第一时间点之后的时间获取的图像帧和中期帧中的边界。之后,可以在心动周期中的相应时间段将计算的数据复制到帧中。

[0071] 在块996,过程900接收指示在控制点的位置调整在块994处生成的一个或多个图像帧的输入。在块998,过程900基于块996处的调整,调整剩余生成帧中的边界。在一些实施例中,过程900仅调整在与块996中调整的帧相同的位置处获取的帧。然而,在其他实施例中,过程900基于由操作者调整的各边界来调整所有生成的边界。

[0072] 结论

[0073] 除非上下文明确要求,否则在整个说明书和权利要求书中,词语“包括”,“包含”等应以包含性的含义来解释,而不是排他性或穷举性的含义;也就是说,应以“包括但不限于”来解释。如本文所用,术语“连接”、“耦合”或其任何变体意指两个或更多个元件之间的直接或间接的任意连接或耦合;元件之间的耦合或连接可以是物理的、逻辑的、或者它们的组合。另外,当用于本申请时,词语“本文”、“上文”、“下文”和类似含义的词语在本申请中是作为整体而不是指本申请的任何特定部分。在上下文允许的情况下,使用单数或复数的上述具体实施例中的词语也可以分别包括复数或单数。参考两个或多个项目的列表,单词“或”涵盖了该单词的所有以下解释:列表中的任何项目、列表中的所有项目、以及列表中项目的任意组合。

[0074] 以上对所公开技术的示例的详细描述并非旨在穷举或将所公开的技术限制为上

面公开的精确形式。虽然本公开技术的上述具体示例用于说明目的,但是如相关领域的技术人员将认识到的,在本公开技术的范围内可以进行各种等同修改。例如,虽然以给定顺序呈现过程或块,但是替代的实施方式可以以不同的顺序执行具有步骤的例程,或者使用具有块的系统,并且可以删除、移动、添加、细分、组合一些过程或块、和/或修改以提供替代或子组合。这些过程或块中的每一个可以以各种不同的方式实现。而且,虽然有时将过程或块示出为按顺序执行,但是这些过程或块可以替代地并行执行或实现,或者可以在不同时间执行。此外,本文中提到的任何具体数字仅是示例:替代实施方式可以采用不同的值或范围。

[0075] 这里提供的本公开技术的教导可以应用于其他系统,不一定是上述系统。可以组合上述各种示例的元件和动作,以提供本公开技术的进一步实现。本公开技术的一些替代实施方式不仅可以包括上述那些实施方式的附加要素,还可以包括更少的要素。

[0076] 根据以上详细描述,可以对本公开技术进行这些和其他变化。虽然以上描述说明了本公开技术的某些示例,并且描述了预期的最佳模式,但无论上述在文本中如何详细描述,可以以多种方式来实践本公开技术。系统的细节在其具体实现方式上可以有很大不同,同时仍然包含在本文公开的技术中。如上所述,在描述本公开技术的某些特征或方面时使用的特定术语不应被视为暗示本文中重新定义术语以限于与该术语相关联的本公开技术的任何特定特性、特征或方面。通常,以下权利要求中使用的术语不应被解释为将所公开的技术限制于说明书中公开的特定示例,除非上述具体实施方式部分明确地定义了这些术语。



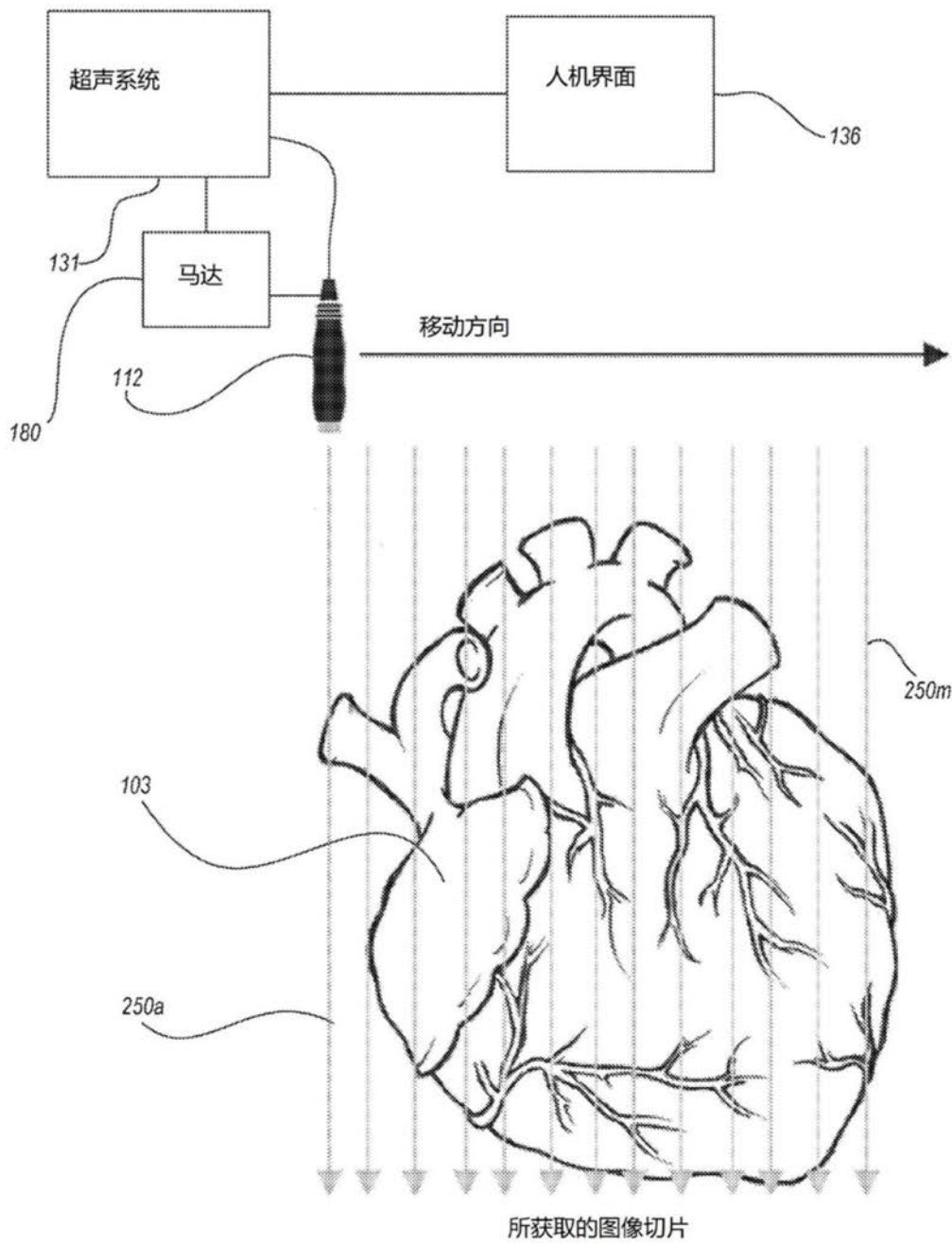


图2

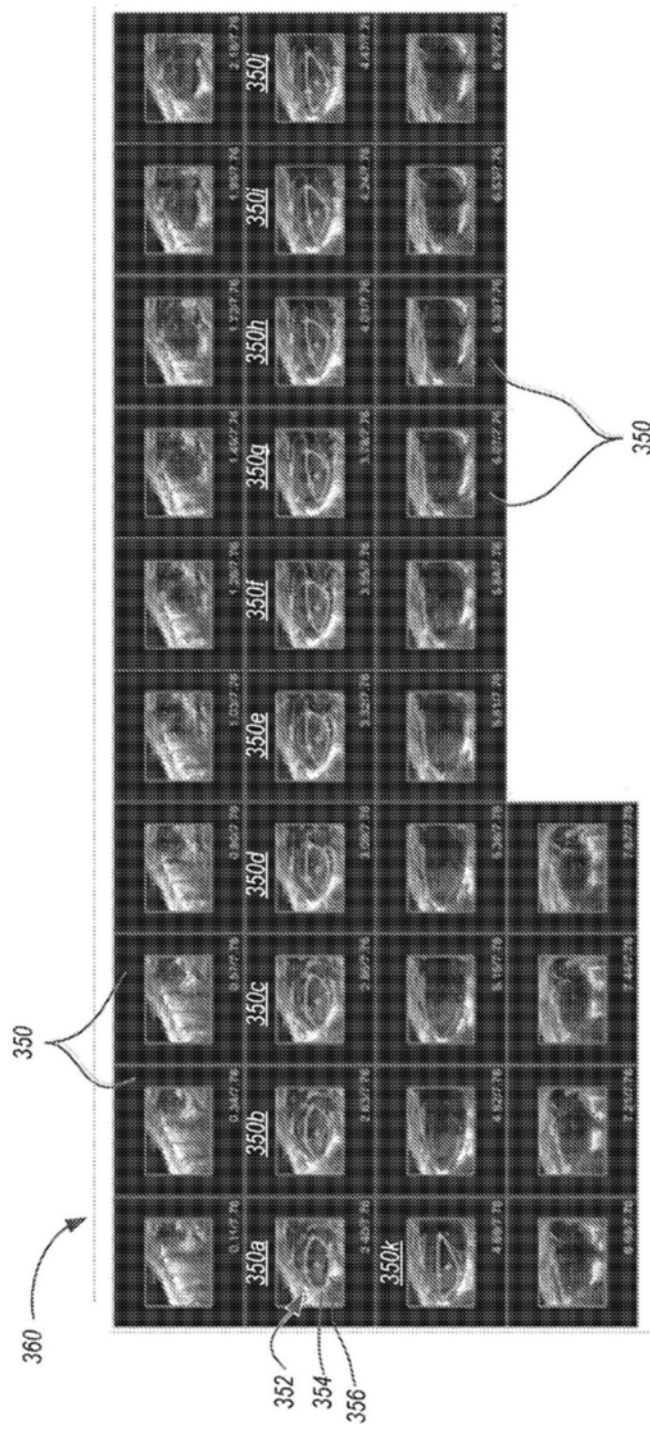


图3A

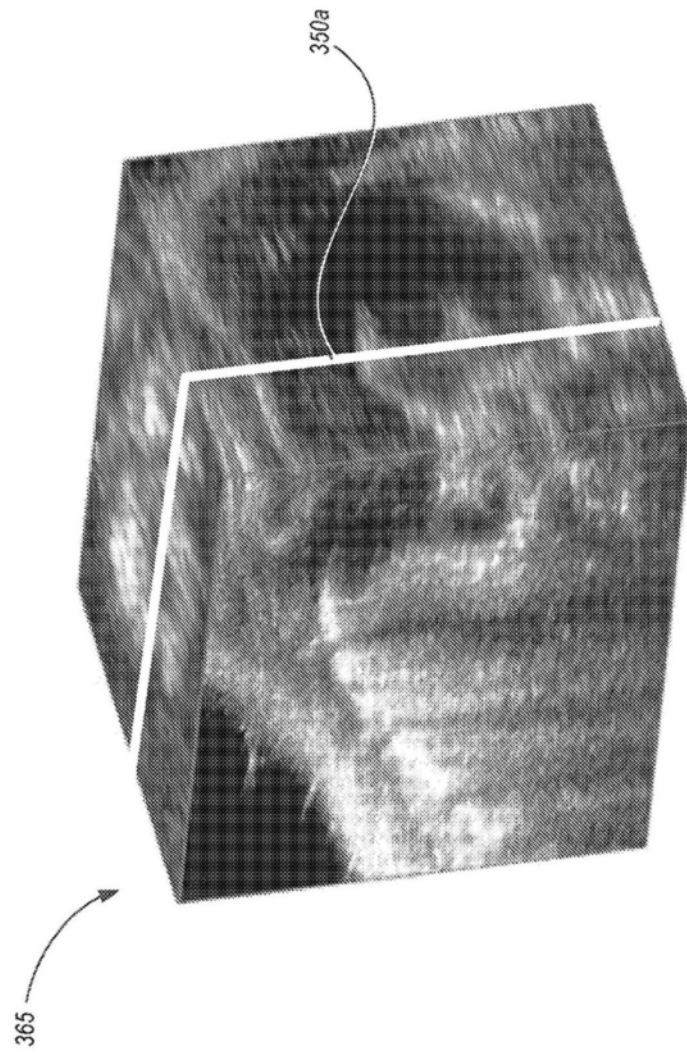


图3B

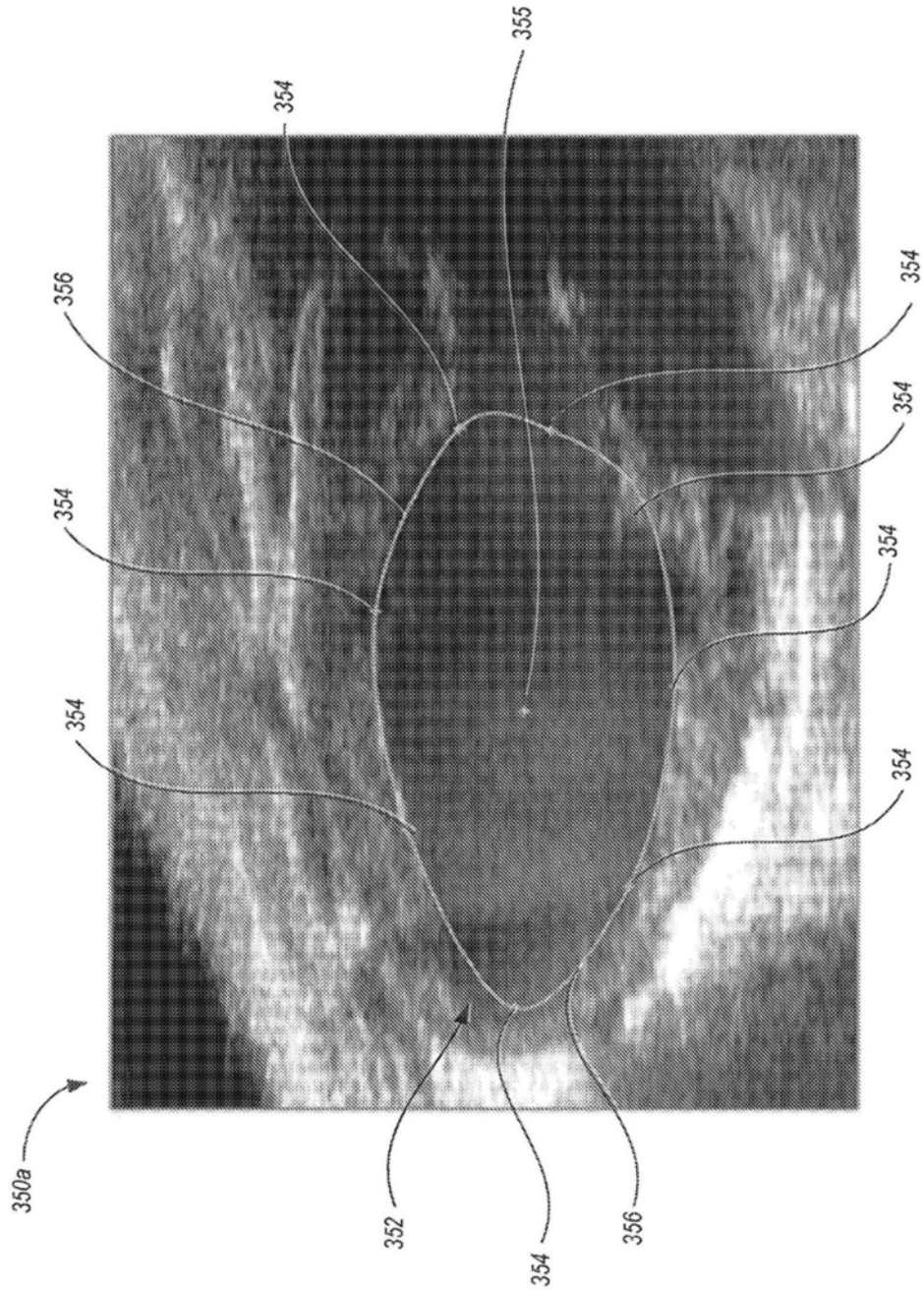


图3C

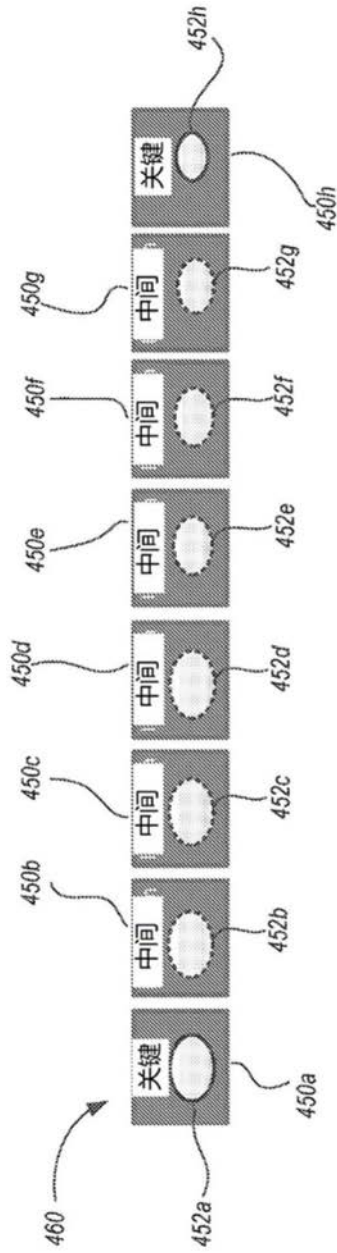


图4A

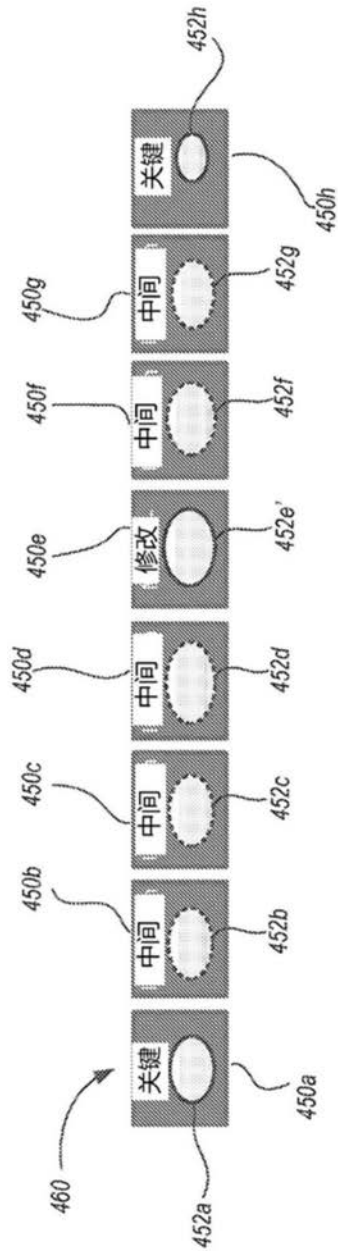


图4B

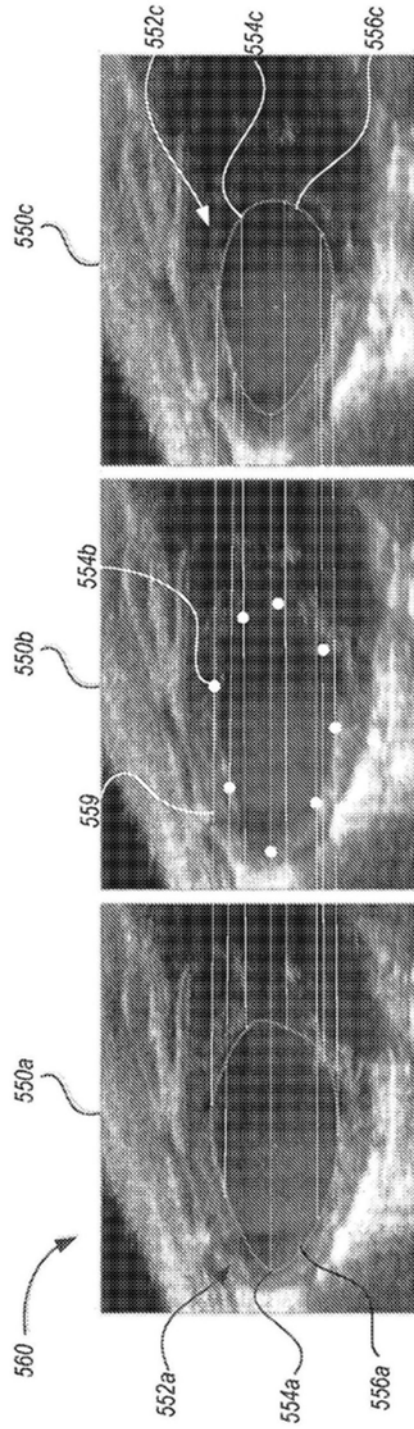


图5A

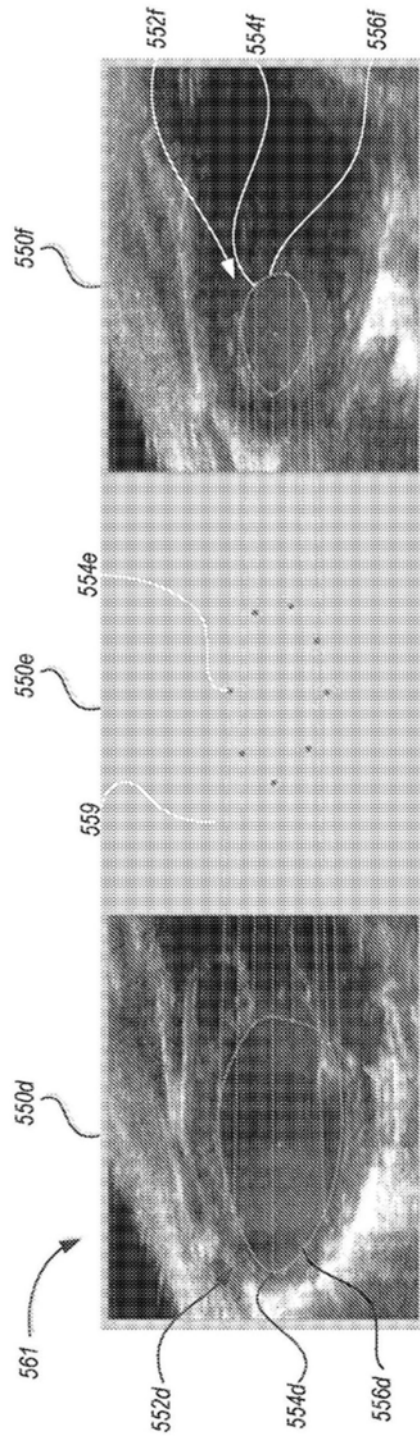


图5B

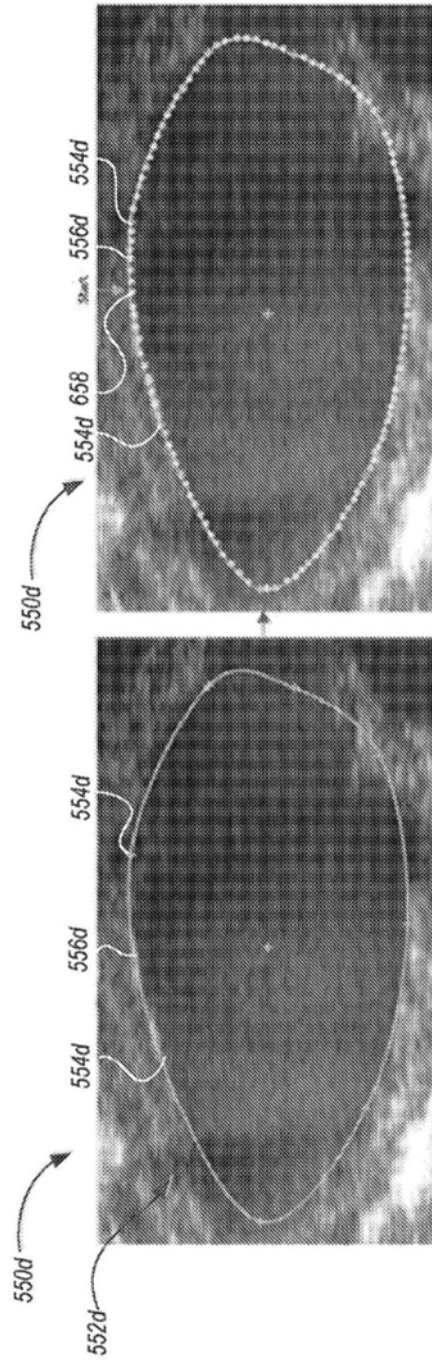


图6A

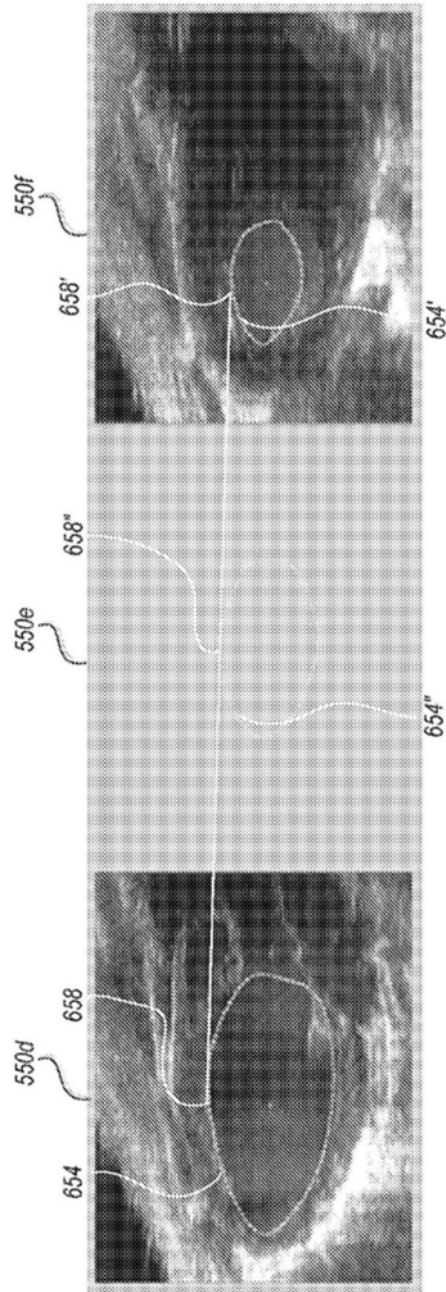


图6B

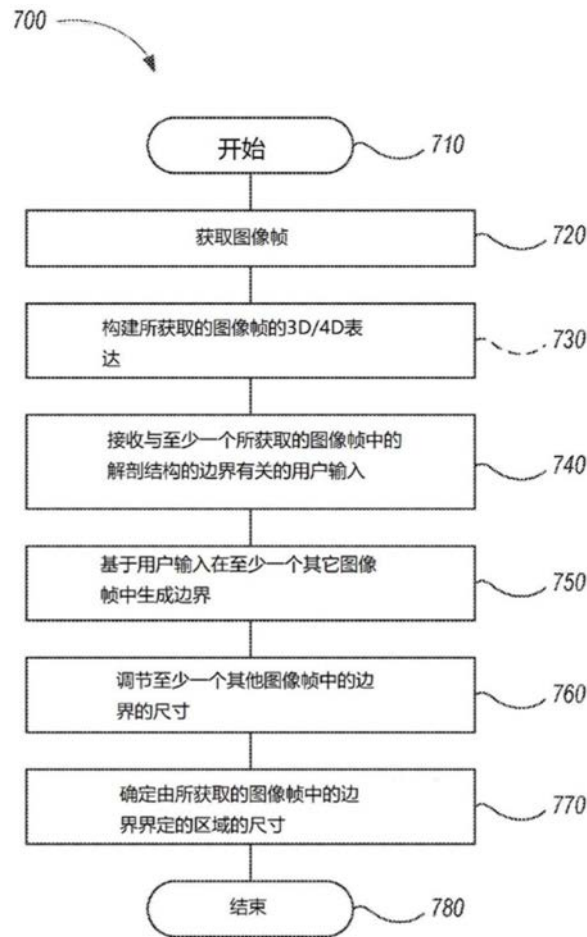


图7

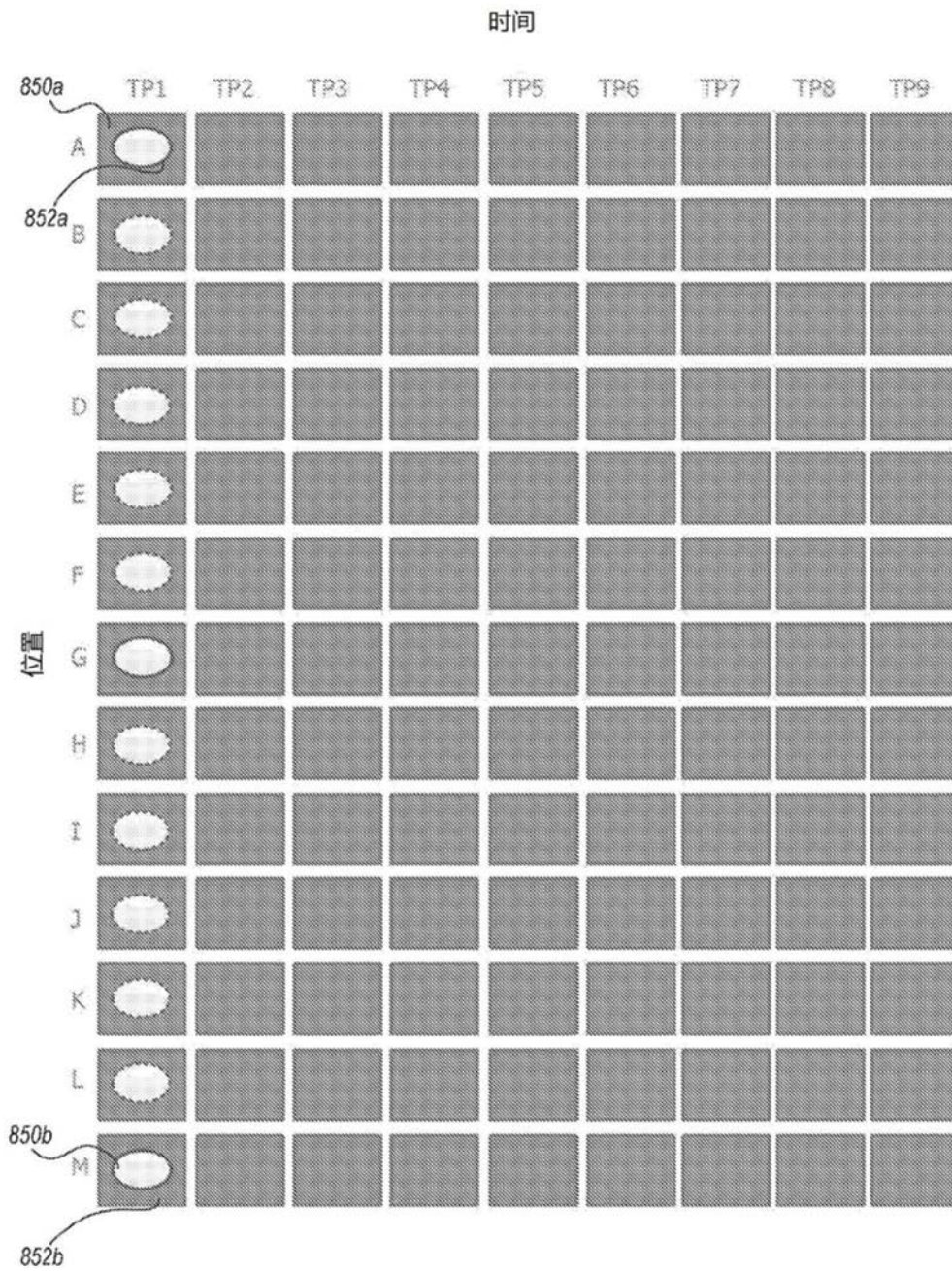


图8A

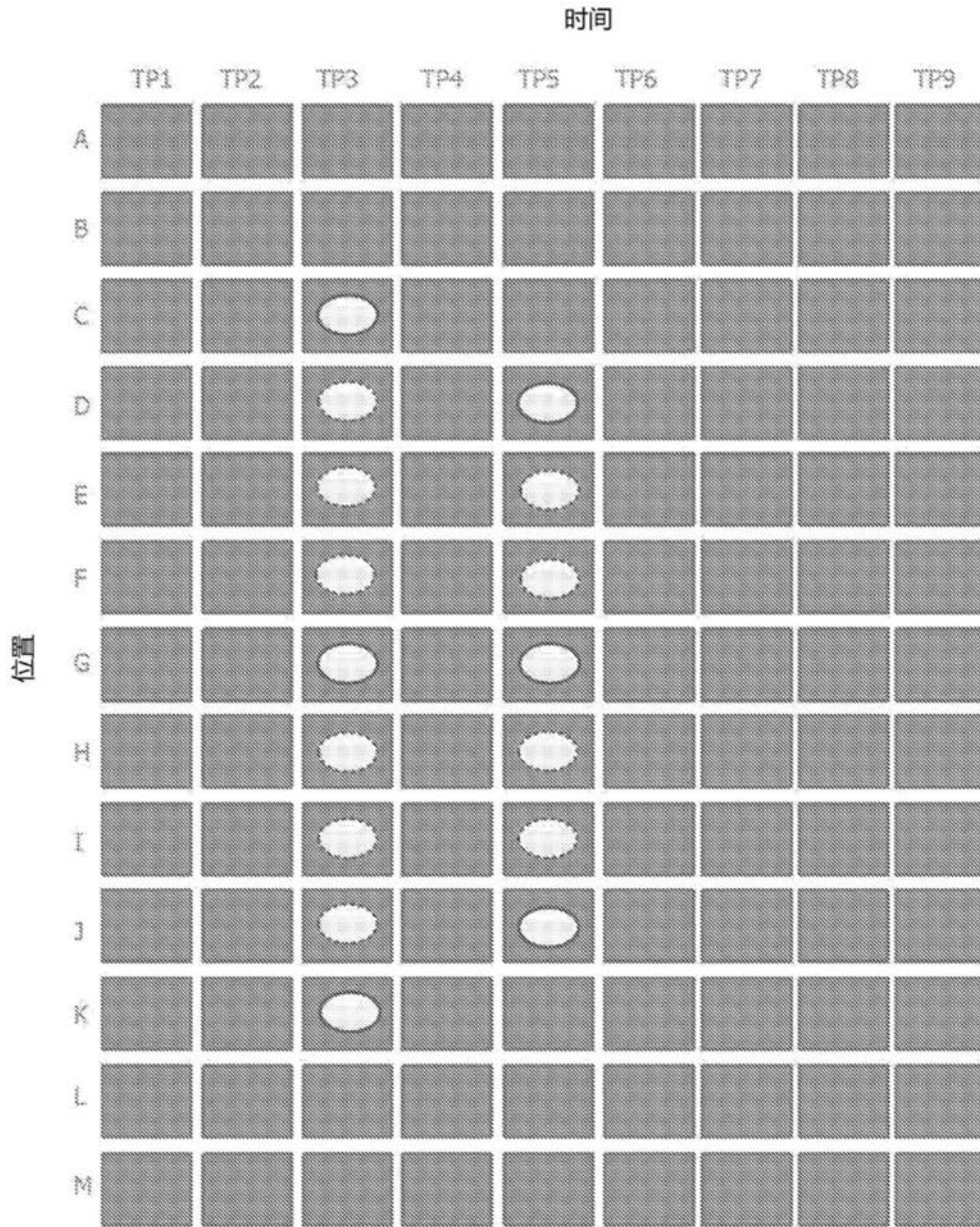


图8B

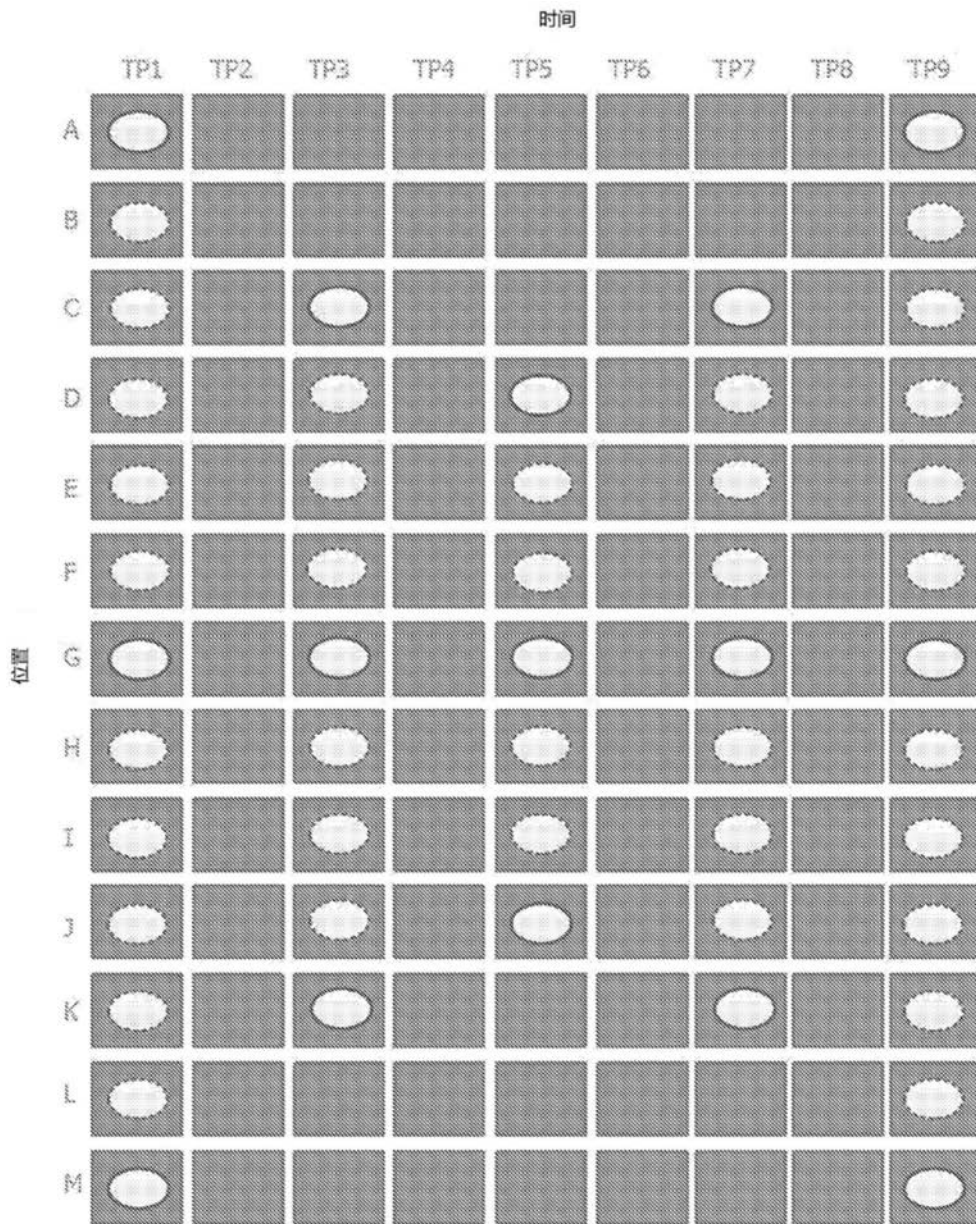


图8C

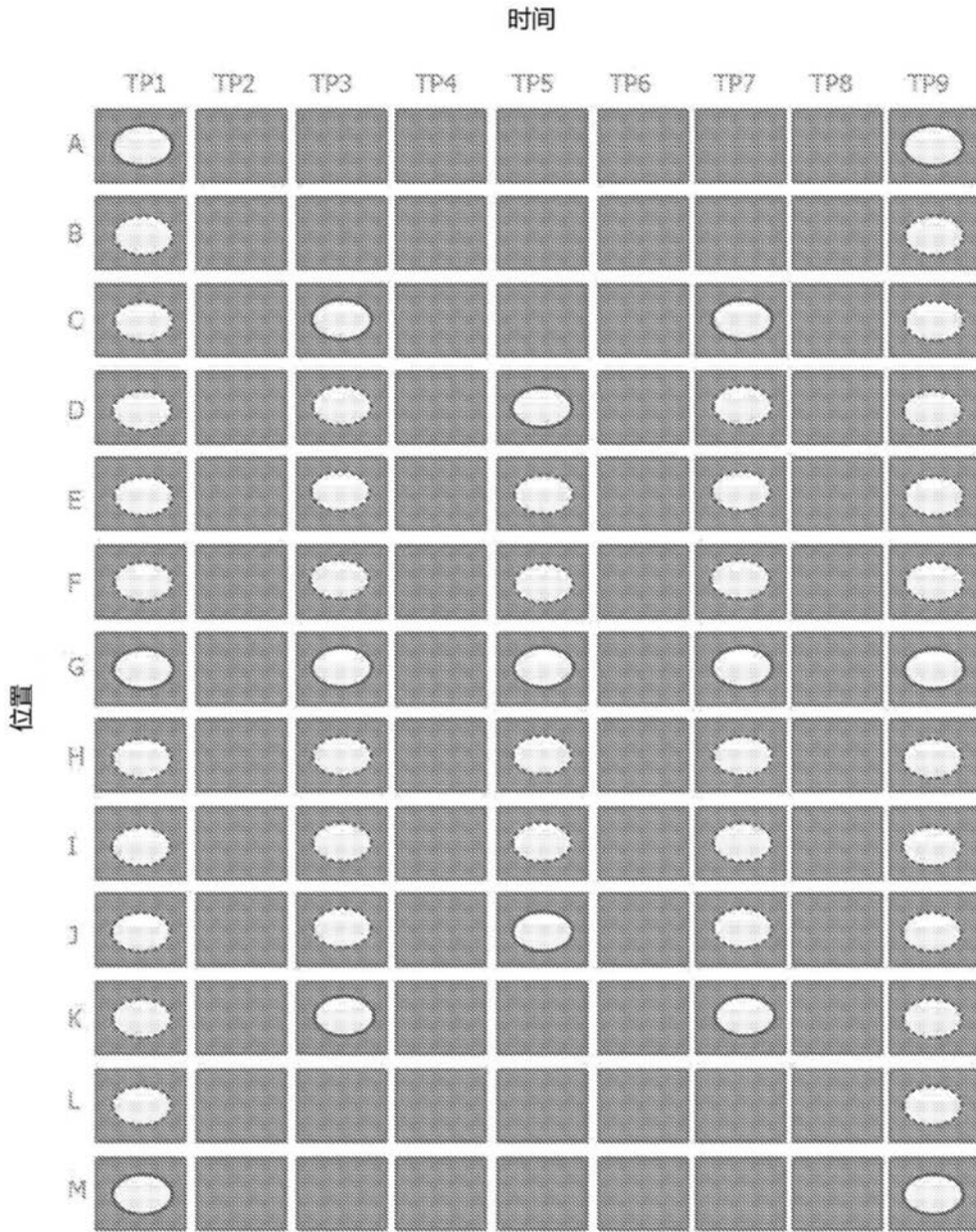


图8D

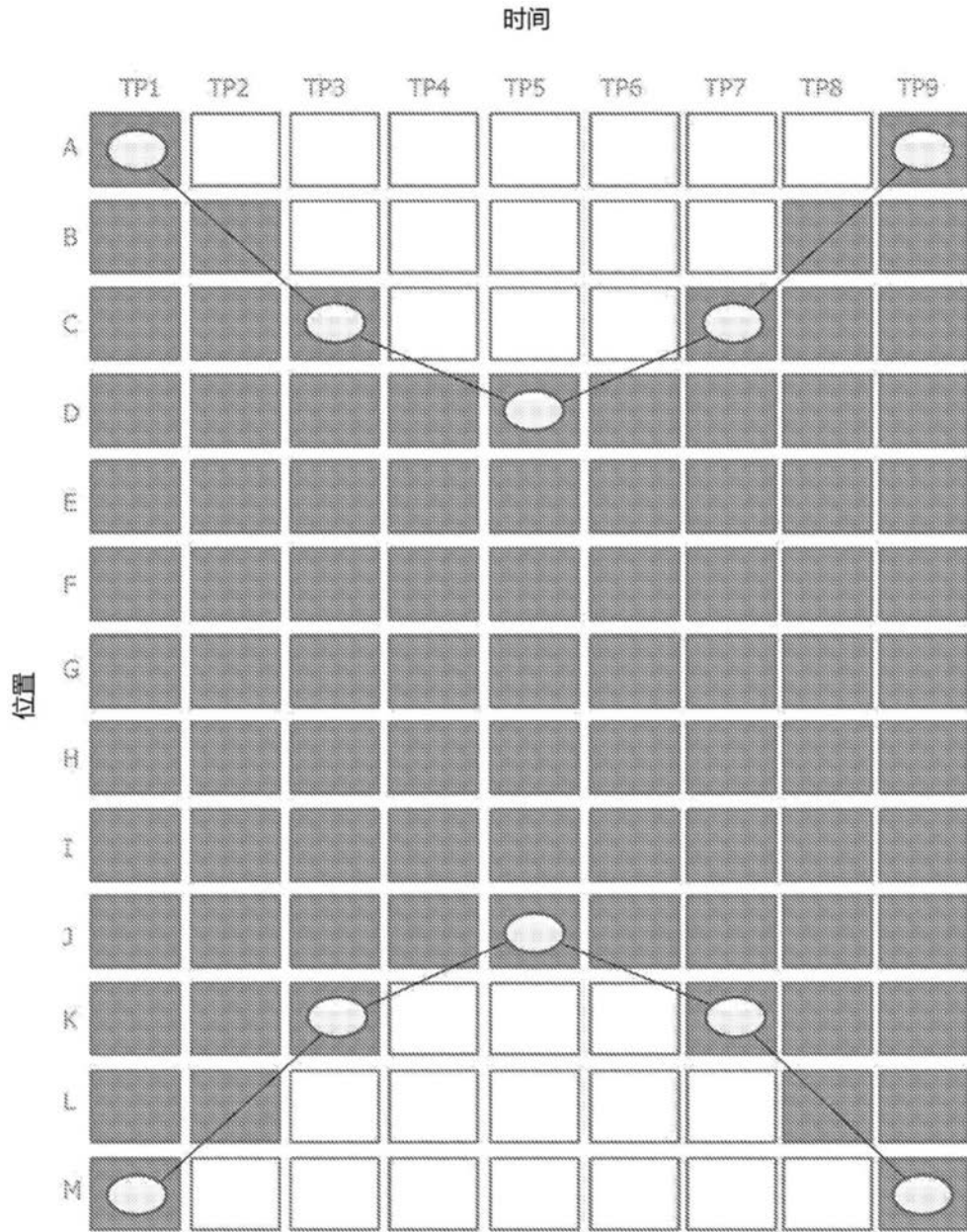


图8E

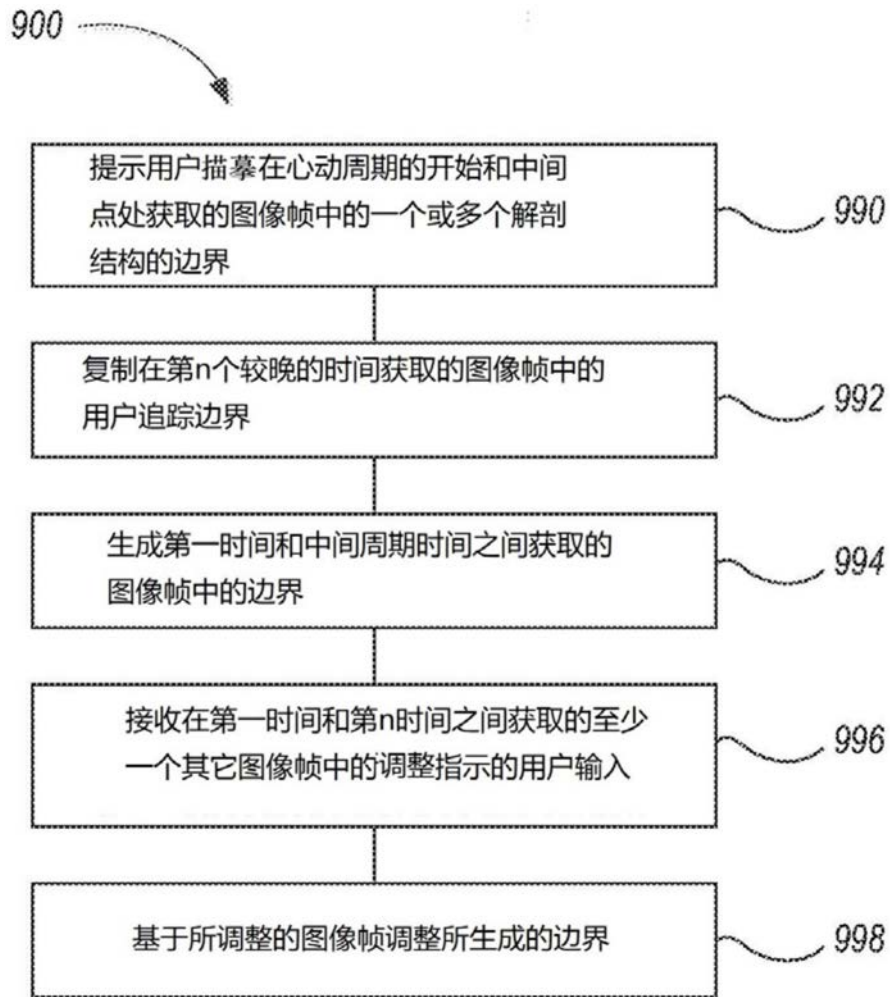


图9

专利名称(译)	确定医学图像中的结构的尺寸的系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN109069122A</a>	公开(公告)日	2018-12-21
申请号	CN201780029145.6	申请日	2017-05-12
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片索诺声公司		
申请(专利权)人(译)	富士胶片索诺声公司		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片索诺声公司		
[标]发明人	克里斯多夫·怀特		
发明人	克里斯多夫·怀特		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/1073 A61B8/085 A61B8/0883 A61B8/4461 A61B8/4483 A61B8/461 A61B8/465 A61B8/467 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5292 A61B2576/023 G06T7/12 G06T2207/10132 G06T2207/30004 G16H50/30 G06T2210/41 A61B8/14 A61B8/523		
优先权	62/335624 2016-05-12 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种用于生成超声图像的系统及方法。在一个实施例中，在受试者的一个或多个位置处以离散时间增量获取超声图像数据。用户为两个或多个图像帧添加控制点，处理器为在中间多个时间获得的多个图像帧内插控制点的位置。

