



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109745069 A

(43)申请公布日 2019.05.14

(21)申请号 201711058893.5

(22)申请日 2017.11.01

(71)申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72)发明人 蒋志强 杨嘉久 刘刚 刘蕾

(74)专利代理机构 上海专利商标事务所有限公

司 31100

代理人 金红莲 侯颖嫒

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

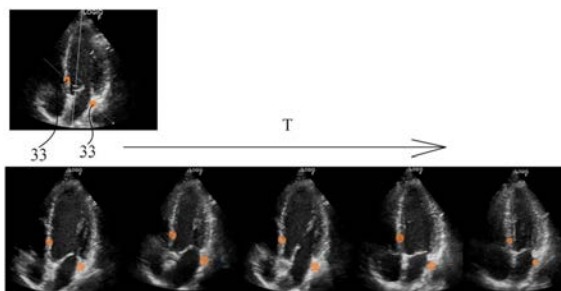
权利要求书2页 说明书6页 附图7页

(54)发明名称

超声成像方法

(57)摘要

本发明提供了一种超声成像方法,包括:选取初始超声图像帧;在初始超声图像帧上标记出多个标记点;在后续的超声图像帧中追踪标记点的更新的位置;在更新的位置显示更新的标记点。



1. 一种超声成像方法,包括:
 - (i) 选取初始超声图像帧;
 - (ii) 在所述初始超声图像帧上标记出多个标记点;
 - (iii) 在后续的超声图像帧中追踪所述多个个标记点的更新的位置;
 - (iv) 在所述更新的位置显示更新的标记点。
2. 根据权利要求1所述的超声成像方法,还包括:
在任意超声图像帧中标记出新的多个标记点;
继续执行所述的步骤(iii)和(iv)。
3. 根据权利要求1所述的超声成像方法,还包括:
对于每一帧超声图像:
 - (v) 在所述每个标记点周围选取范围大于所述标记点的第一区域;
 - (vi) 在所述第一区域的周围选取范围大于所述第一区域的第二区域;
 - (vii) 在后一帧超声图像内的第二区域范围内追踪所述标记点,当所述标记点被追踪到之后,重复步骤(iv)、(v)、(vi)、(vii)。
4. 根据权利要求1-3任一项所述的超声成像方法,包括:
在所述初始超声图像帧上标记出两个标记点,并且通过所述两个标记点确定器官的M线,其中,所述M线穿过所述器官。
5. 根据权利要求4所述的超声成像方法,其中,在所述后续的超声图像帧中依据新的标记点确定更新的M线;依据所述更新的M线确定所述器官的位置,依据所述多个图像帧中的器官的位置获得与器官运动相关联的A模式超声图像。
6. 根据权利要求5所述的超声成像方法,其中,在所述的A模式超声图像中标记出与所述多个图像帧中的器官的位置相对应的多个时间线,所述多个时间线垂直于所述A模式超声图像的时间轴。
7. 根据权利要求1-3任一项所述的超声成像方法,其中,所述的超声成像方法用于心脏超声成像,在所述初始超声图像帧上沿着心肌的位置标记出多于两个标记点。
8. 根据权利要求7所述的超声成像方法,其中,在所述后续的超声图像帧中依据更新的标记点确定更新的心肌的位置和运动;依据得到的多个图像帧中的心肌位置和运动获得与心肌运动相关联的B模式超声图像。
9. 根据权利要求8所述的超声成像方法,其中,在所述的B模式超声图像中标记出与所述多个图像帧中的心肌的位置相对应的多个时间线,所述多个时间线垂直于所述B模式超声图像的时间轴。
10. 根据权利要求9所述的超声成像方法,其中,所述的B模式超声图像包括超声多普勒成像。
11. 根据权利要求1-3中任一项所述的超声成像方法,其中,所述的超声成像方法为AMM或TVM。
12. 一种非暂态存储介质,包括指令集,其所述指令集配置为对超声图像集执行:
 - (i) 选取初始超声图像帧;
 - (ii) 在所述初始超声图像帧上标记出多个标记点;
 - (iii) 在后续的超声图像帧中追踪所述多个标记点的更新的位置;

(iv) 在所述更新的位置显示更新的标记点。

13. 根据权利要求12所述的非暂态存储介质,其中,所述指令集配置为执行:
在任意超声图像帧中标记出新的多个标记点;
继续执行所述的步骤(iii)和(iv)。

14. 根据权利要求12所述的非暂态存储介质,其中,所述指令集配置为执行:

(v) 在所述每个标记点周围选取范围大于所述标记点的第一区域;

(vi) 在所述第一区域的周围选取范围大于所述第一区域的第二区域;

(vii) 在后一帧超声图像内的第二区域范围内追踪所述标记点,当所述标记点被追踪到之后,重复步骤(iv)、(v)、(vi)、(vii)。

15. 根据权利要求12-14任一项所述的非暂态存储介质,其中,所述指令集配置为执行:

在所述初始超声图像帧上标记出两个标记点,并且通过所述两个标记点确定器官的M线,其中,所述M线穿过所述器官。

16. 根据权利要求15所述的非暂态存储介质,其中,所述指令集配置为执行:在所述后续的超声图像帧中依据新的标记点确定更新的M线;依据所述更新的M线确定所述器官的位置,依据所述多个图像帧中的器官的位置获得与器官运动相关联的A模式超声图像。

17. 根据权利要求16所述的非暂态存储介质,其中,所述指令集配置为执行:在所述的A模式超声图像中标记出与所述多个图像帧中的器官的位置相对应的多个时间线,所述多个时间线垂直于所述A模式超声图像的时间轴。

18. 根据权利要求12-14任一项所述的非暂态存储介质,其中,所述超声图像集为心脏超声图像集,所述指令集配置为执行:在所述初始超声图像帧上沿着心肌的位置标记出多于两个标记点。

19. 根据权利要求18所述的非暂态存储介质,其中,所述指令集配置为执行:在所述后续的超声图像帧中依据更新的标记点确定更新的心肌的位置和运动;依据得到的多个图像帧中的心肌位置和运动获得与心肌运动相关联的B模式超声图像。

20. 根据权利要求19所述的非暂态存储介质,其中,所述指令集配置为执行:在所述的B模式超声图像中标记出与所述多个图像帧中的心肌的位置相对应的多个时间线,所述多个时间线垂直于所述B模式超声图像的时间轴。

超声成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医学影像领域,尤其涉及一种超声成像方法

背景技术

[0002] 常规超声成像系统包括用于传送超声束和接收来自正在研究的对象的反射超声波束的超声传感器元件阵列。通过选择相位延迟和应用电压的振幅,能够控制各个换能器(transducer)元件以产生超声波,超声波组合在一起以形成沿优选向量方向行进并沿波束聚集在选定点的净超声波。多次激发(firing)可用于采集表示相同解剖信息的数据。可改变每次激发的波束形成参数以便例如通过沿相同线路传送连续波束,其中每个波束的焦点相对于前一波束的焦点位移,从而提供焦距的变化或者否则更改每次激发的接收数据的内容。通过更改提供到换能器元件的输入电压的相位旋转和振幅,可移动超声波束以扫描对象。

[0003] 在采集超声数据并成像时,现有技术中存在有A模式、B模式以及M模式成像方式。A模式(Amplitude Mode)超声成像统属于幅度调制型成像,利用超声回波信号的强度来调制显示器基线的高低,并以一维波形图显示。B模式(Brightness Mode)超声成像是一种亮度调制型成像系统,利用超声回波信号的强度来调制显示器亮度,其上显示的是二维切面图像,显示器的水平方向代表切面宽度,垂直方向代表探查深度。M模式(Motion Mode)在换能器的激励、回波信号的处理方面和A模式相同,所不同的是在图像输出方面采用了B模式的方式,即用亮度显示摆动的回波形成的曲线,M模式适宜用于对运动物体(例如心脏)的扫描成像。参见说明书图1B,其中最左侧的图像示出了标准的M模式心脏瓣膜成像,而该图像的下部的脉动曲线清楚地显示出了心脏瓣膜的周期性运动。

[0004] 近年来,对于M模式成像方式有了进一步的改进和发展,包括AMM(Anatomic M Mode:解剖M模式)和TVM(Tissue Velocity Mode:组织速度模式)方法已经广泛应用于超声成像系统。AMM可以在360度范围内任意放置取样线,从而得到任意点,任意角度的M型超声图像;TVM则可以将利用多普勒效应将组织的具有不同速度的区域以不同的颜色显示出来,从而可以直观地获得组织的运动速度分布图。由于AMM和TVM的上述优势,目前它们广泛地应用于心脏超声成像中以获取心脏瓣膜运动节律以及心肌速度分布等。

[0005] 目前:AMM以及TVM成像仍然存在有技术问题,主要在于:由于器官(主要是心脏)的运动所导致的“组织丢失”以及由于组织丢失所导致的超声图像的劣化/失真。参见图1A,其中左侧图像(T1时刻)显示出了对于心脏瓣膜(上部)的AMM成像以及对于心肌(下部)的TVM成像;在心脏瓣膜成像中,扫描线11穿过二尖瓣12,在心肌成像中,沿着心肌13的一周以点和线段连接标示。现在转向图1A右侧图像(T2时刻,T2时刻在T1时刻之后),可以看出:右侧图像的上部,由于心脏的运动,导致二尖瓣12偏离了扫描线11;在右侧图像的下部,同样由于心脏的运动,使得心肌在T2时刻整体上偏离了T1时刻的心肌位置。上述的这种偏离将导致最终超声图像中的图像劣化,参见图1B中部的图像下侧,其示出了偏离的扫描线的心脏瓣膜所成的A模式图像,对比与左侧图像下部清楚的瓣膜脉动图像,图1B中部图像下侧的瓣

膜脉动曲线严重失真；而图1B右侧图像下侧则示出了心肌的B模式运动速度分布图，由于心肌的移动所导致的对心肌准确定位的欠缺，导致在图1B右侧图像下侧所示出的心肌速度分布数据缺失严重。而健康护理人员从上述的图1B中部图像下侧和右侧图像下侧的图像中将不能获得有效的关于病人的待检测部位的信息。

发明内容

[0006] 本发明构思意在提供一种超声成像方法，其可以克服上述现有技术中由于器官运动所导致的图像劣化/失真问题，并可以准确清晰地获得待成像器官的超声图像信息。

[0007] 作为本发明的一个方面，提供一种超声成像方法，包括如下步骤：

[0008] (i) 选取初始超声图像帧；

[0009] (ii) 在初始超声图像帧上标记出多个标记点；

[0010] (iii) 在后续的超声图像帧中追踪多个标记点的更新的位置；

[0011] (iv) 在更新的位置显示更新的标记点。

[0012] 作为优选，还可以包括步骤：

[0013] 在任意超声图像帧中标记出新的多个标记点；继续执行所述的步骤(iii)和(iv)。

[0014] 作为优选，还可以包括步骤：

[0015] 对于每一帧超声图像：

[0016] (v) 在所述每个标记点周围选取范围大于所述标记点的第一区域；

[0017] (vi) 在所述第一区域的周围选取范围大于所述第一区域的第二区域；

[0018] (vii) 在后一帧超声图像内的第二区域范围内追踪所述标记点，当所述标记点被追踪到之后，重复步骤(iv)、(v)、(vi)、(vii)。

[0019] 作为优选，还可以包括步骤：在所述初始超声图像帧上标记出两个标记点，并且通过所述两个标记点确定器官的M线，其中，所述M线穿过所述器官。

[0020] 作为优选，还可以包括步骤：在所述后续的超声图像帧中依据新的标记点确定更新的M线；依据所述更新的M线确定所述器官的位置，依据所述多个图像帧中的器官的位置获得与器官运动相关联的A模式超声图像。

[0021] 作为优选，还可以包括步骤：在所述的A模式超声图像中标记出与所述多个图像帧中的器官的位置相对应的多个时间线，所述多个时间线垂直于所述A模式超声图像的时间轴。

[0022] 作为优选，还可以包括步骤：所述的超声成像方法用于心脏超声成像，在所述初始超声图像帧上沿着心肌的位置标记出多于两个标记点。

[0023] 作为优选，还可以包括步骤：在所述后续的超声图像帧中依据更新的标记点确定更新的心肌的位置和运动；依据得到的多个图像帧中的心肌位置和运动获得与心肌运动相关联的B模式超声图像。

[0024] 作为优选，还可以包括步骤：在所述的B模式超声图像中标记出与所述多个图像帧中的心肌的位置相对应的多个时间线，所述多个时间线垂直于所述B模式超声图像的时间轴。

[0025] 作为优选，所述的B模式超声图像包括超声多普勒成像。

[0026] 作为优选，所述的超声成像方法为AMM或TVM。

[0027] 作为本发明的另一方面,提供一种非暂态存储介质,其包含指令集,指令集配置为对超声图像集执行:

[0028] (i) 选取初始超声图像帧;

[0029] (ii) 在初始超声图像帧上标记出多个标记点;

[0030] (iii) 在后续的超声图像帧中追踪多个标记点的更新的位置;

[0031] (iv) 在更新的位置显示更新的标记点。

[0032] 作为优选,指令集配置为进一步执行:

[0033] 在任意超声图像帧中标记出新的多个标记点;

[0034] 继续执行所述的步骤(iii)和(iv)。

[0035] 作为优选,指令集配置为进一步执行:

[0036] (v) 在所述每个标记点周围选取范围大于所述标记点的第一区域;

[0037] (vi) 在所述第一区域的周围选取范围大于所述第一区域的第二区域;

[0038] (vii) 在上一帧超声图像内的第二区域范围内追踪所述标记点,当所述标记点被追踪到之后,重复步骤(iv)、(v)、(vi)、(vii)。

[0039] 作为优选,指令集配置为进一步执行:在所述初始超声图像帧上标记出两个标记点,并且通过所述两个标记点确定器官的M线,其中,所述M线穿过所述器官。

[0040] 作为优选,指令集配置为进一步执行:在所述后续的超声图像帧中依据新的标记点确定更新的M线;依据所述更新的M线确定所述器官的位置,依据所述多个图像帧中的器官的位置获得与器官运动相关联的A模式超声图像。

[0041] 作为优选,指令集配置为进一步执行:在所述的A模式超声图像中标记出与所述多个图像帧中的器官的位置相对应的多个时间线,所述多个时间线垂直于所述A模式超声图像的时间轴。

[0042] 作为优选,超声图像集为心脏超声图像集,所述指令集配置为进一步执行:在所述初始超声图像帧上沿着心肌的位置标记出多于两个标记点。

[0043] 作为优选,指令集配置为进一步执行:在所述后续的超声图像帧中依据更新的标记点确定更新的心肌的位置和运动;依据得到的多个图像帧中的心肌位置和运动获得与心肌运动相关联的B模式超声图像。

[0044] 作为优选,指令集配置为进一步执行:在所述的B模式超声图像中标记出与所述多个图像帧中的心肌的位置相对应的多个时间线,所述多个时间线垂直于所述B模式超声图像的时间轴。

[0045] 通过下面的详细描述、附图以及权利要求,其他特征和方面会变得清楚。

附图说明

[0046] 通过结合附图对于本发明的示例性实施例进行描述,可以更好地理解本发明,在附图中:

[0047] 图1A示出了现有技术中AMM和TVM的器官丢失的示意图;

[0048] 图1B示出了现有技术中的正常的M模式成像、器官丢失的AMM成像以及TVM成像图;

[0049] 图2为本发明一实施例提供的对二尖瓣的标记点以及标记方法示意图;

[0050] 图3为本发明一实施例提供的对二尖瓣标记点追踪示意图;

- [0051] 图4为本发明一实施例提供的对二尖瓣的M线和时间线示意图；
- [0052] 图5为本发明一实施例提供的对心肌的标记点以及标记方法示意图；
- [0053] 图6为本发明一实施例提供的对心肌的标记点追踪示意图；
- [0054] 图7为本发明一实施例提供的对心肌的时间线示意图；
- [0055] 图8为本发明一实施例提供的标记点追踪方法示意；
- [0056] 图9为本发明一实施例提供的方法流程图；
- [0057] 图10为现有技术和本发明一实施例技术方案的对比图。

具体实施方式

[0058] 以下将描述本发明的具体实施方式,需要指出的是,在这些实施方式的具体描述过程中,为了进行简明扼要的描述,本说明书不可能对实际的实施方式的所有特征均作详尽的描述。应当可以理解的是,在任意一种实施方式的实际实施过程中,正如在任意一个工程项目或者设计项目的过程中,为了实现开发者的具体目标,为了满足系统相关的或者商业相关的限制,常常会做出各种各样的具体决策,而这也会从一种实施方式到另一种实施方式之间发生改变。此外,还可以理解的是,虽然这种开发过程中所作出的努力可能是复杂并且冗长的,然而对于与本发明公开的内容相关的本领域的普通技术人员而言,在本公开揭露的技术内容的基础上进行的一些设计,制造或者生产等变更只是常规的技术手段,不应当理解为本公开的内容不充分。

[0059] 除非另作定义,权利要求书和说明书中使用的技术术语或者科学术语应当为本发明所属技术领域内具有一般技能的人士所理解的通常意义。本发明专利申请说明书以及权利要求书中使用的“第一”、“第二”以及类似的词语并不表示任何顺序、数量或者重要性,而只是用来区分不同的组成部分。“一个”或者“一”等类似词语并不表示数量限制,而是表示存在多个。“包括”或者“包含”等类似的词语意指出现在“包括”或者“包含”前面的元件或者物件涵盖出现在“包括”或者“包含”后面列举的元件或者物件及其等同元件,并不排除其他元件或者物件。“连接”或者“相连”等类似的词语并非限定于物理的或者机械的连接,也不限于是直接的还是间接的连接。

[0060] [实施例一]

[0061] 图2示出了本发明一实施例提供的对二尖瓣的标记点以及标记方法示意图,采用AMM成像模式,在回放模式(cine-loop)中,选取一帧图像作为初始超声图像帧,如图2左侧图所示,扫描线21穿过心脏的二尖瓣22;接着对于该初始超声图像帧进行操作(转向图2的右侧图),由操作者选取两个位置标定了两个标记点23,两个标记点23之间的连线穿过二尖瓣22。

[0062] 图3示出了当对于初始超声图像帧执行完标记点标定后,沿着时间轴的超声图像帧的演变;图3的上部图像即为图2中标定完标记点的初始超声图像帧,图3的下半部分多个图像为在初始超声图像帧时所对应初始时刻之后的后续时间内的超声图像,如本领域所熟知的,心脏的二尖瓣(以及心脏)始终处于运动(Motion)状态,二尖瓣的位置以及自身的形状随时间而变化,图3下部的多个超声图像中示出了初始标记点(两个)所对应的器官位置发生了移动后的不断变化的位置。而通过对于两个初始标记点的位置追踪,可以准确地定位位于两个标记点连线之间位置的二尖瓣。

[0063] 转向图4,图4的上部(标记1-5)更加清楚地示出了随着时间增加,初始标记点的位置变化以及两个初始标记点之间的连线。可以看出:对于任意一帧超声图像,经过标记后的两个标记点之间的连线41(简称M线)均穿过二尖瓣,从而可以准确定位二尖瓣的位置。图4的下部示出了与图4的上部相对应的二尖瓣的A模式超声图像,其中周期性的脉动显示出了二尖瓣的运动节律。而图4下部的A模式超声图像中,标记出了与图4上部的5帧超声图像相一一对应的五条时间线42,时间线的含义在于:例如,对于时间线1而言,其所对应的时刻等同于图4上部第一帧超声图像的时刻,同理对于剩余的时间线2-5,通过对比时间线在图4下侧的A模式超声图像中的位置以及该位置的脉动值,并参照图4上侧的二尖瓣在对应时刻的形状,医生可以清楚、直观地了解二尖瓣在不同时刻的形状、运动以及由其运动所产生的脉动值,从而有利于对于病人作出准确的病情评估。

[0064] [实施例二]

[0065] 图5示出了本发明一实施例提供的对心肌的标记点以及标记方法示意图,采用TVM成像模式,在回放模式(cine-loop)中,选取一帧图像作为初始超声图像帧,如图5左侧图所示,接着对于该初始超声图像帧进行操作(转向图5的右侧图),由操作者选取十个位置标定了十个标记点53,这十个标记点53大致上围绕着心肌的周围而选取并且大致上限定出心肌的形状。

[0066] 图6示出了当对于初始超声图像帧执行完标记点标定后,沿着时间轴的超声图像帧的演变;图6的上部图像即为图2中标定完标记点的初始超声图像帧,图6的下半部分多个图像为在初始超声图像帧时所对应初始时刻之后的后续时间内的超声图像,如本领域所熟知的,心肌始终处于运动(Motion)状态,心肌的位置以及自身的形状随时间而变化,图6下部的多个超声图像中示出了初始标记点(十个)所对应的心肌位置发生了移动后的不断变化的位置。而通过对于十个初始标记点的位置追踪,可以准确地定位由十个标记点所界定的心肌。

[0067] 现在转向图7,图7的上部(标记1-5)更加清楚地示出了随着时间增加,十个初始标记点的位置变化。可以看出:对于任意一帧超声图像,心肌的位置准确地由十个标记点所界定,从而可以准确定位心肌的位置。图7的下部示出了与图7的上部相对应的心肌的B模式超声图像,并采用了多普勒成像模式,红色部分代表心肌运动远离扫描方向,而蓝色部分代表心肌运动朝向扫描方向,通过观察心肌的红色和蓝色部分,医生可以了解心肌不同部位的运动模式。在图7下部的B模式多普勒超声图像中,标记出了与图7上部的5帧超声图像相一一对应的五条时间线72,时间线的含义在于:例如,对于时间线1而言,其所对应的时刻等同于图7上部第一帧超声图像的时刻,同理对于剩余的时间线2-5,通过对比时间线在图7下侧的B模式多普勒超声图像中的位置以及该位置的脉动值,并参照图7上侧的心肌在对应时刻的形状,医生可以清楚、直观地了解心肌在不同时刻的形状、运动以及运动节律,从而有利于对于病人作出准确的病情评估。

[0068] 图8示出了本发明实施例中所采用的一种标记点追踪的方法,如图8左侧图所示意,首先在初始超声图像帧(T1时刻)上标记标记点81;然后转向图8中间的图像帧,该图像帧的时刻(T1时刻)仍然等于左侧图像帧的时刻,在所述每个标记点周围选取范围大于所述标记点的第一区域82,并在所述第一区域的周围选取范围大于第一区域82的第二区域83,如图中所示出的,第一区域可以完全地包围标记点81,而第二区域83可以完全地包围第一

区域82;然后转向图8右侧的图像帧,该图像帧的时刻(T2)处于T1时刻之后,该图像帧示出了在初始图像帧后续时刻的图像帧以及标记点追踪,在该图像帧的第二区域范围(由T1时刻的图像帧内所标定)内追踪标记点,当追踪到标记点之后,显示更新的标记点。如图所示意,可以看出,从T1时刻到T2时刻,标记点发生了移动,由T1时刻的位于第二区域的中央部位变成了T2时刻的位于第二区域的偏上的部分。而当新的标记点确定之后,更新第一区域和第二区域的位置,然后对于后续的超声图像帧(T2时刻之后)执行和上述过程相一致的过程以持续追踪标记点。

[0069] 在一些实施例中,如果用户在追踪过程中对于标记点的位置选取不满意,或者对于初始超声图像帧的选取不满意,则可以重新选择新的初始超声图像帧或者重新选定新的标记点,图9示出了整个操作流程图,通过重新对于初始超声图像帧以及标记点的选择,本发明可以最大程度地便利用户实现对于器官的准确定位,以及清晰地获得待成像器官的超声图像信息。

[0070] 本发明的各种实施例中在超声成像中可以准确地定位运动器官的位置,并因此而获得更加清晰无失真的超声图像,如图10示出了现有技术和本发明的对比图,图10左侧图像示意出现有技术中由于器官运动所导致了器官丢失,并且因此在其下方的A模式超声图像中器官脉动信号的失真;而图10右侧图像示出了本发明的技术方案,由于本发明技术方案可以持续准确地定位运动器官,因此其下发示出的A模式超声图像中器官脉动信号始终准确无失真。

[0071] 本领域技术人员可以采用常用的计算机程序来实现上述的多种实施例中的具体方法,计算机程序可以包括存储在非暂态存储器中的指令集,指令集被配置为对图像执行上述的多种实施例中的具体步骤,并可以结合固件(例如显示器,键盘)等来完成上述方法。如本文使用的,指令集可包括各种命令,其指示作为处理机的计算机或处理器执行特定的操作,例如本发明的各种实施例的方法和过程。指令集可采用软件程序的形式,其可形成一个或多个有形的非暂时性计算机可读介质的一部分。该软件可采用例如系统软件或应用软件的各种形式。此外,该软件可采用单独程序或模块的集合、更大程序内的程序模块或程序模块的一部分的形式。该软件还可包括采用面向对象编程的形式的模块化编程。输入数据由处理机的处理可响应于操作者命令,或响应于先前处理的结果,或响应于由另外一个处理机做出的请求。

[0072] 如本文使用的,术语“软件”和“固件”可包括存储在存储器中用于计算机执行的任何计算机程序,该存储器包括RAM存储器、ROM存储器、EPROM存储器、EEPROM存储器以及非易失性RAM(NVRAM)存储器。上文的存储器类型只是示范性的,并且从而关于可用于存储计算机程序的存储器类型不是限制性的。

[0073] 除任何先前指出的修改外,可由本领域内技术人员想到许多其他变动和备选设置而不偏离该说明的精神和范围,并且附上的权利要求意在涵盖这样的修改和设置。从而,尽管在上文已经连同目前被认为是最实际和优选的方面特定并且详细地描述信息,可做出许多修改(其包括但不限于形式、功能、操作方式和使用)而不偏离本文阐述的原理和概念,这对于本领域内普通技术人员将是明显的。而且,如本文使用的,示例和实施例在所有方面只意在为说明性的并且不应解释为以任何方式限制。

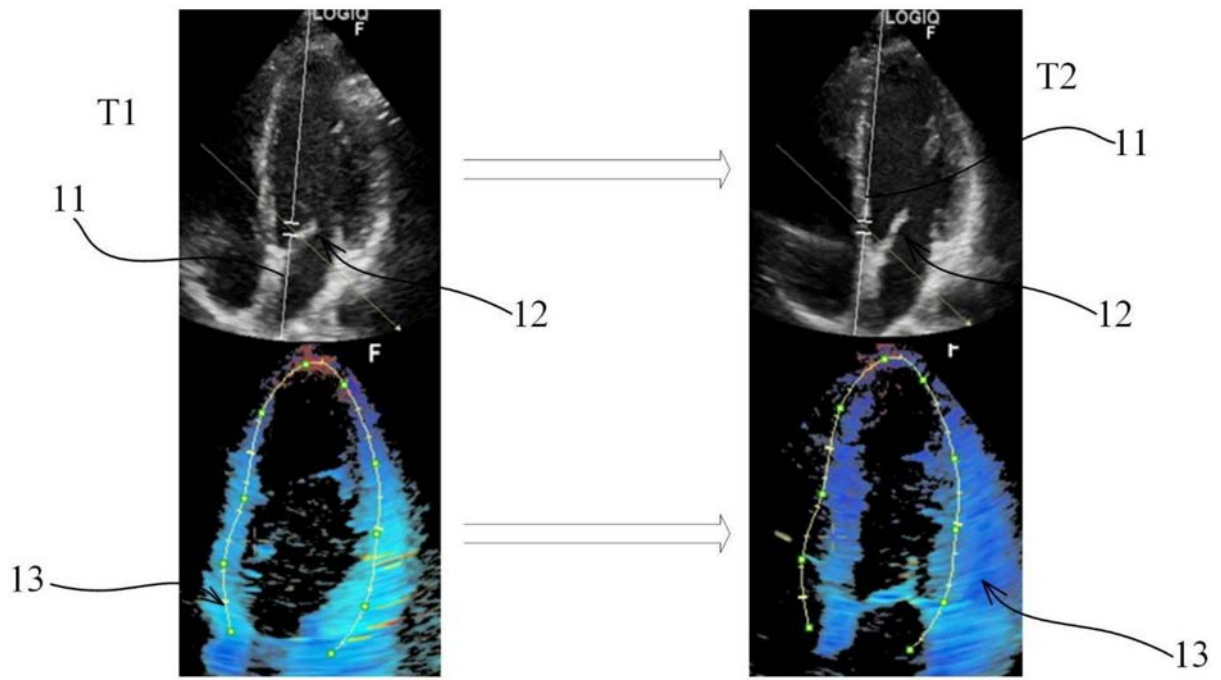


图1A

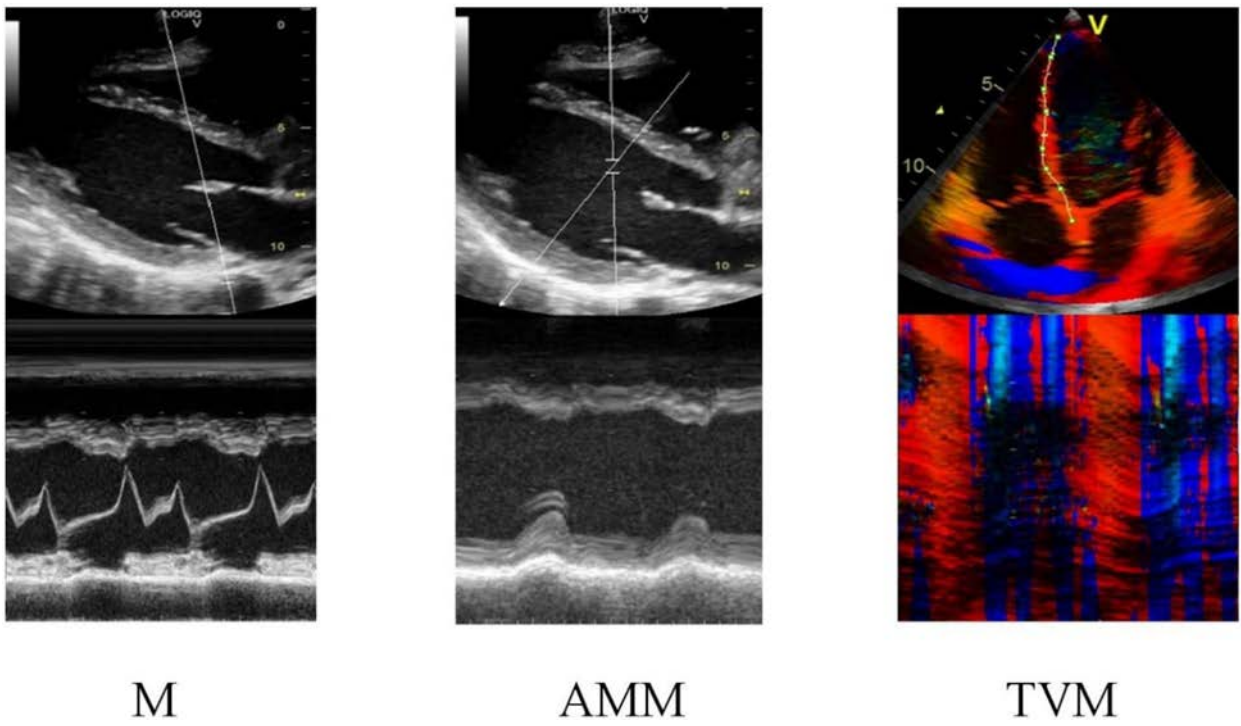


图1B

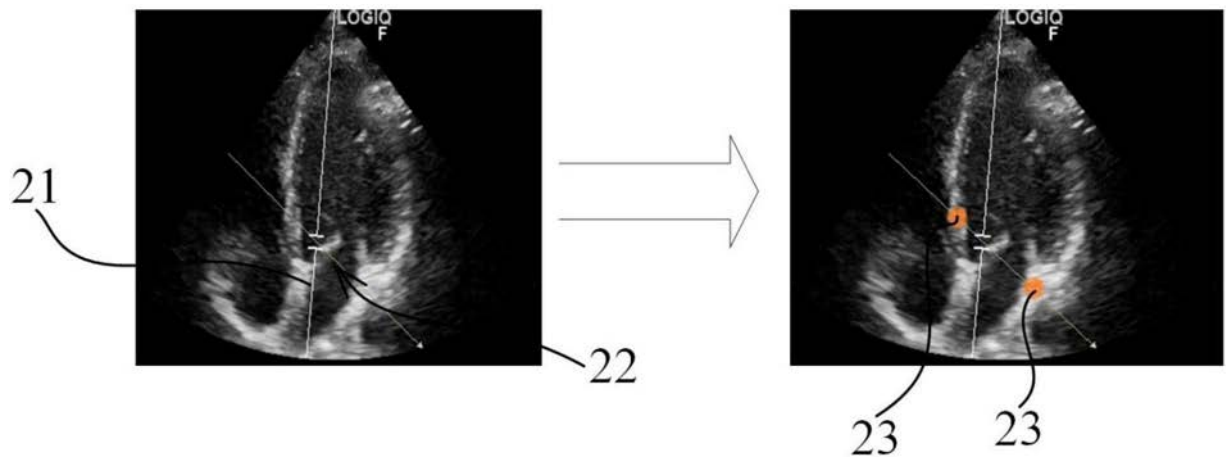


图2

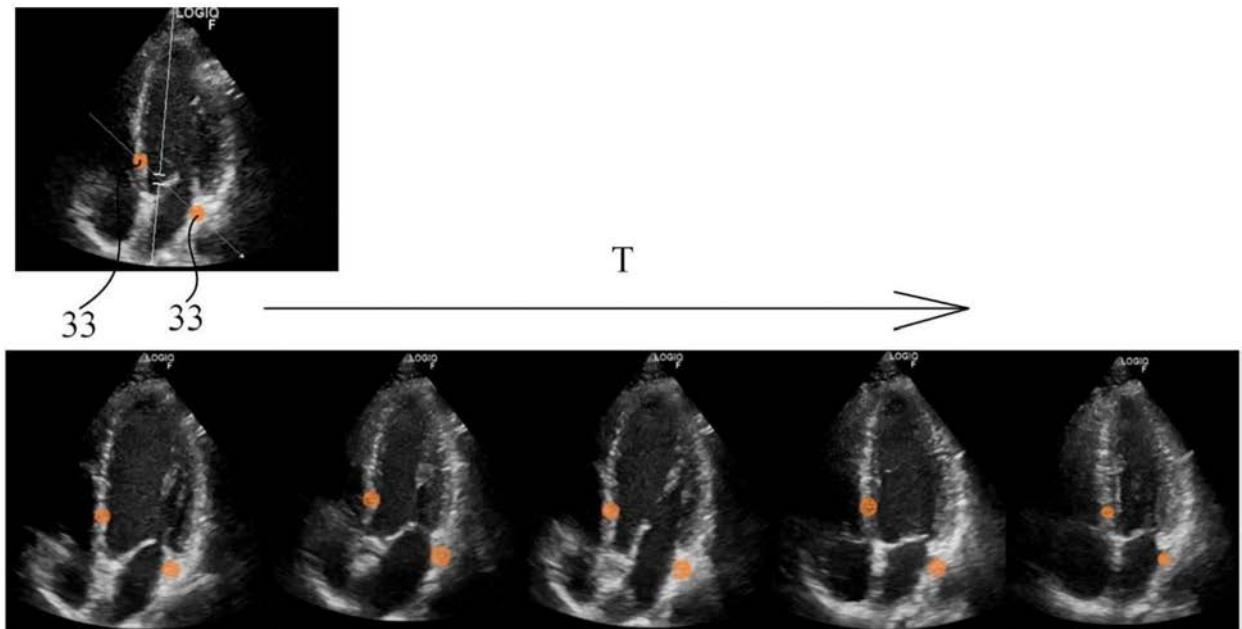


图3

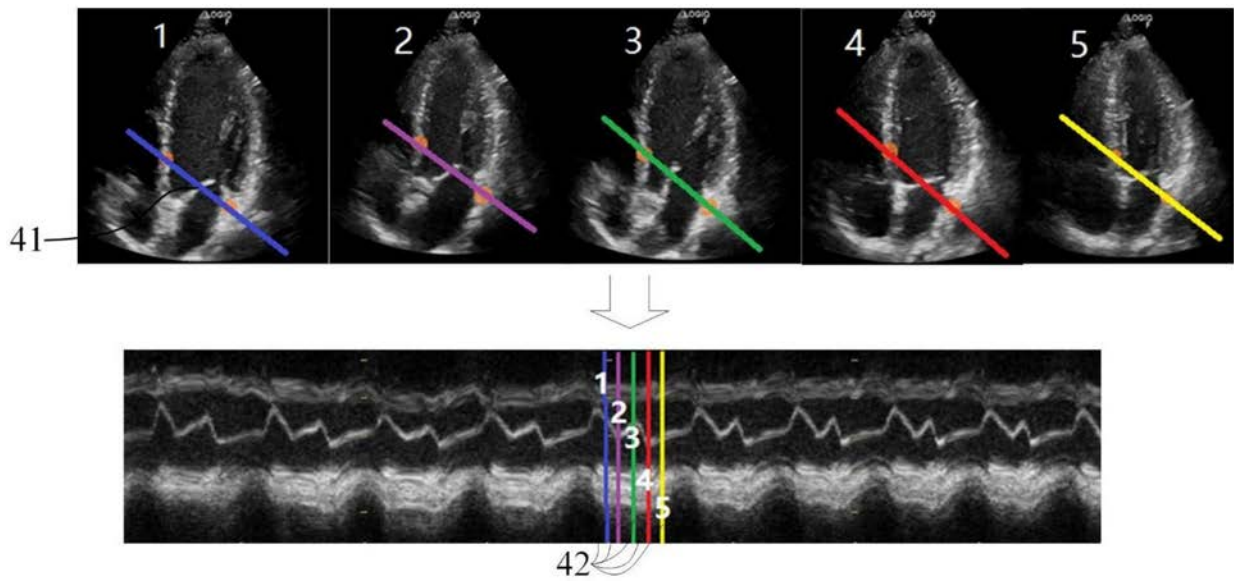


图4

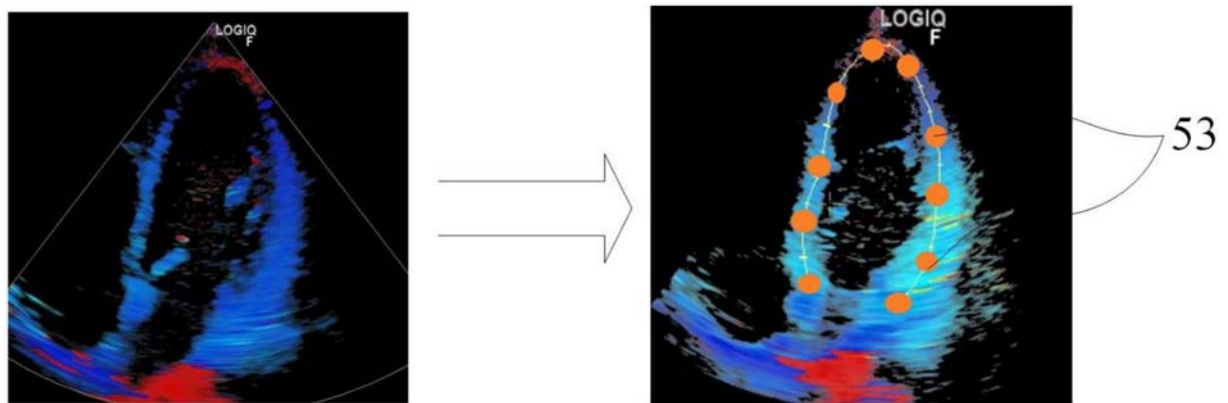


图5

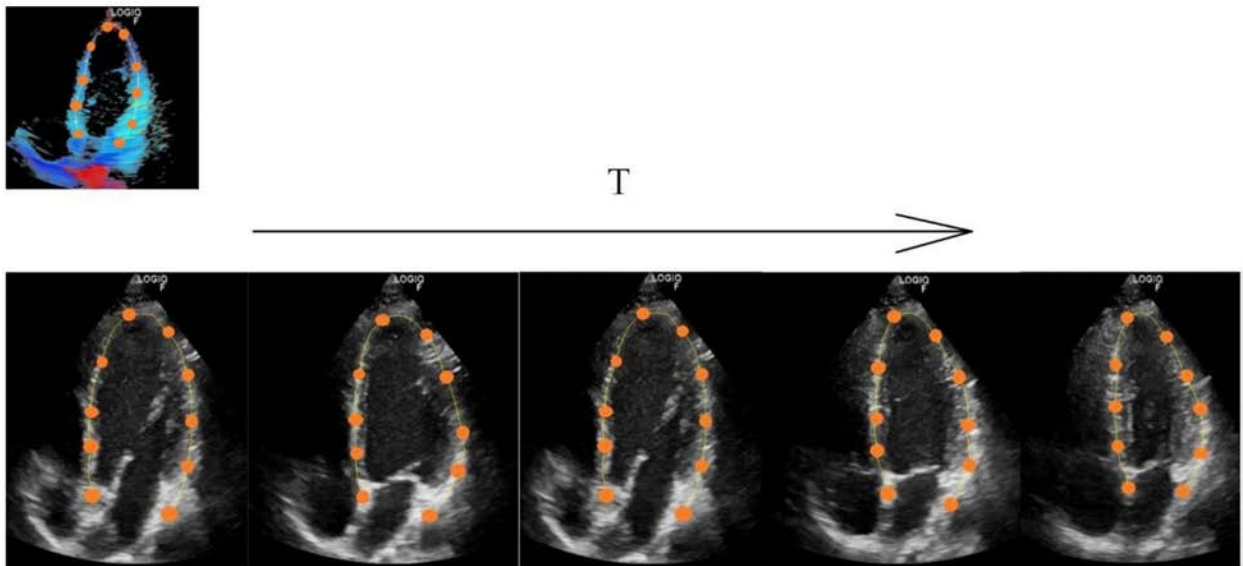


图6

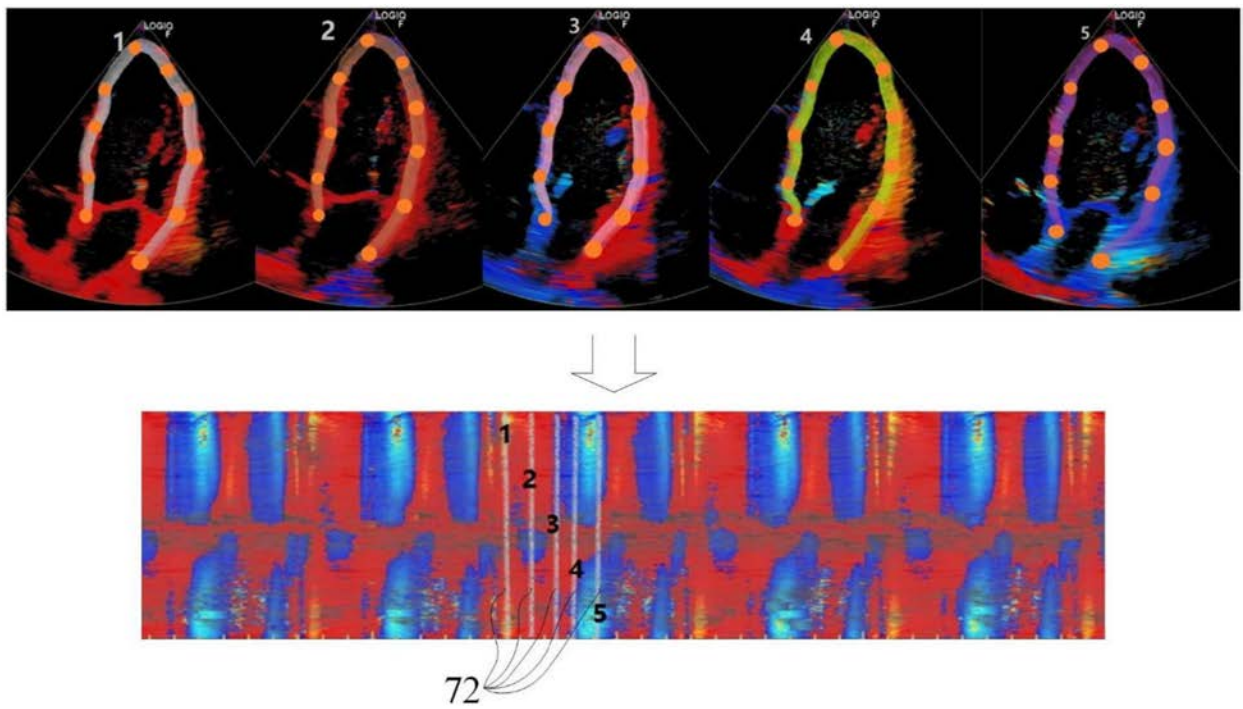


图7

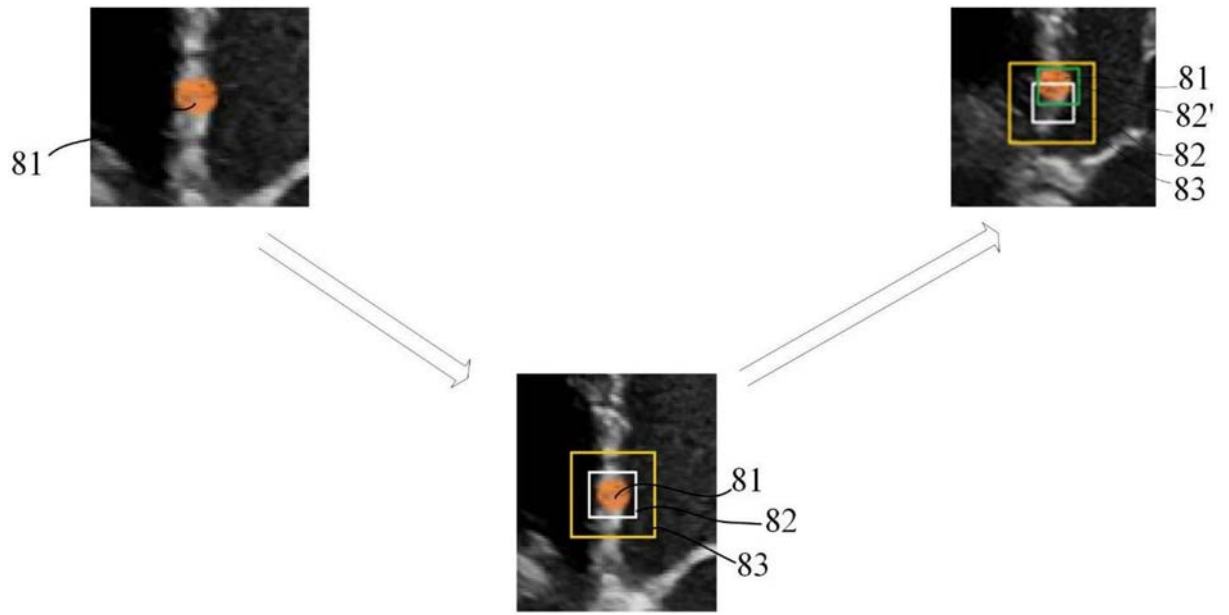


图8

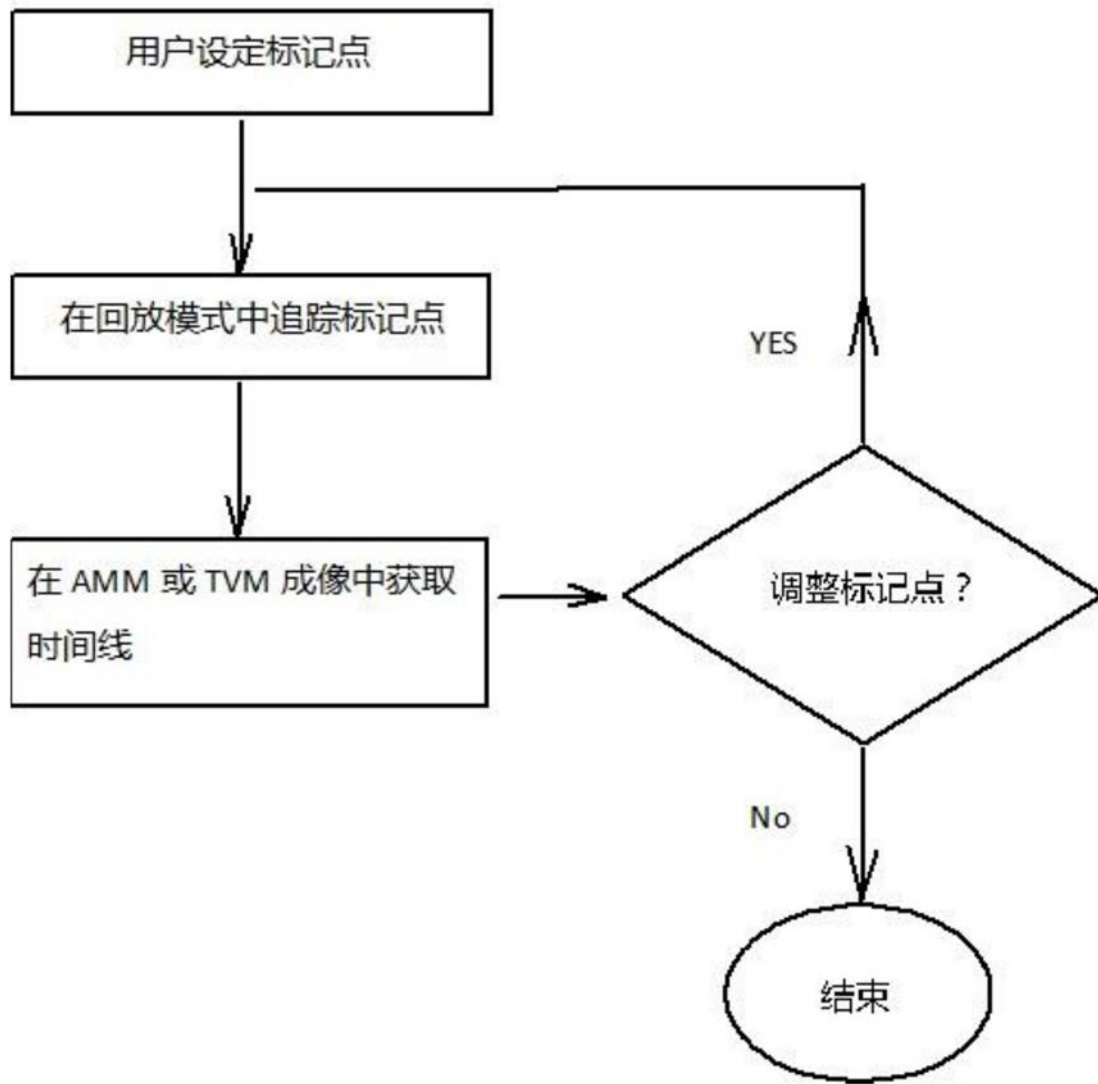
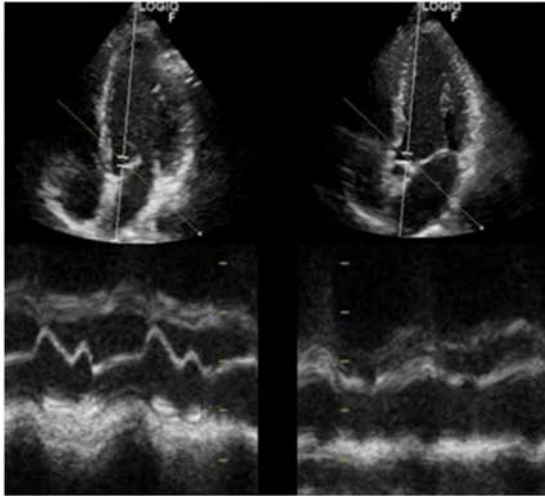


图9

现有技术
运动器官丢失



本发明
持续追踪

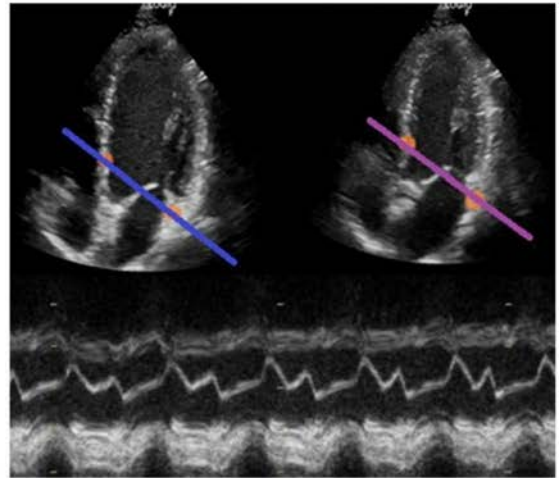


图10

专利名称(译)	超声成像方法		
公开(公告)号	CN109745069A	公开(公告)日	2019-05-14
申请号	CN2017111058893.5	申请日	2017-11-01
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	蒋志强 杨嘉久 刘刚 刘蕾		
发明人	蒋志强 杨嘉久 刘刚 刘蕾		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/468 A61B8/469 A61B8/486 A61B8/488 A61B8/5246 A61B8/5276 G06T7/0016 G06T7/246 G06T2207/10132 G06T2207/30048 G06T7/0012		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种超声成像方法，包括：选取初始超声图像帧；在初始超声图像帧上标记出多个标记点；在后续的超声图像帧中追踪标记点的更新的位置；在更新的位置显示更新的标记点。

