



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105900140 B

(45)授权公告日 2019.02.05

(21)申请号 201480060603.9

(22)申请日 2014.11.04

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105900140 A

(43)申请公布日 2016.08.24

(30)优先权数据
61/899,895 2013.11.05 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.05.05

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2014/065779 2014.11.04

(87)PCT国际申请的公布数据
W02015/068099 EN 2015.05.14

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 R·J·施耐德 M·K·比安基
R·S·布鲁克斯 M·D·卡迪纳尔
(续)

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002
代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/14(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

G01S 15/89(2006.01)

G01S 7/52(2006.01)

(续)

(56)对比文件

US 2010/0195881 A1,2010.08.05,

DE 102010015973 A1,2010.09.30,

CN 103258323 A,2013.08.21,

Fredrik Orderud et al..Automatic

Alignment of Standard Views in 3D
Echocardiograms Using Real-time Tracking.
《Proceedings of SPIE: Medical Imaging
2009: Ultrasonic Imaging and Signal
Processing》.2009,第7265卷第1-7页.

Fredrik Orderud et al..Automatic
Alignment of Standard Views in 3D
Echocardiograms Using Real-time Tracking.
《Proceedings of SPIE: Medical Imaging
2009: Ultrasonic Imaging and Signal
Processing》.2009,第7265卷第1-7页.

审查员 王永波

权利要求书2页 说明书6页 附图5页

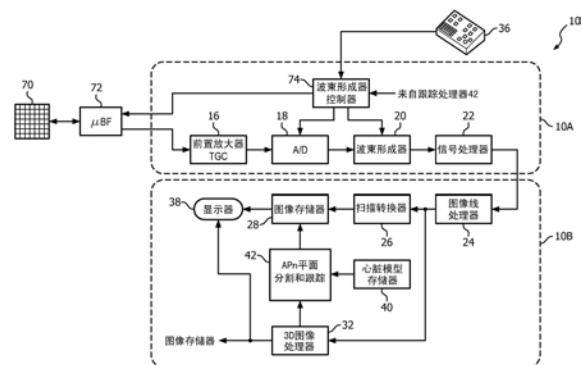
(54)发明名称

用于实时超声成像的三平面图像的自动分割

(57)摘要

一种实现对心脏的标准视图平面的实时自动采集的超声诊断成像系统和方法,所述标准视图平面例如AP4视图、AP3视图和AP2视图。采集心脏的3D图像并且结合几何心脏模型来处理心脏的3D图像。心脏模型被适配到处于其被采集的姿态中的心脏,以从3D图像数据中分割出期望的图像平面。在相继的图像采集间隔期间,通过相继图像数据将各图像平面作为多平面系统进行跟踪,以更新对多平面图像的显示。相继图像采集

能够是在每个采集间隔期间对仅仅所跟踪的图像平面的体积图像采集或多平面采集。



CN 105900140 B

[接上页]

(72)发明人 D·普拉特 L·里韦拉	<i>G06T 7/73</i> (2017.01)
I·萨尔戈 S·H·塞特尔迈尔	<i>G06T 7/11</i> (2017.01)
J·M·威廉斯	<i>G06T 7/149</i> (2017.01)
(51)Int.Cl.	<i>G06T 7/246</i> (2017.01)
<i>G01S 15/66</i> (2006.01)	

1. 一种用于采集心脏的多个标准视图平面的超声诊断成像系统,包括:
矩阵阵列探头,其被配置为采集心脏的3D体积图像数据;
存储器,其包括几何心脏模型的数据,所述几何心脏模型包括解剖界标;
分割和跟踪处理器,其被配置为自动地将所述3D体积图像数据与所述心脏模型进行配准,分割所述3D体积图像数据,并且基于所述分割和解剖界标从所述3D体积图像数据中提取出多个预定视图平面;以及
图像显示器,其对所述分割和跟踪处理器做出响应并且被配置为显示所提取出的多个预定视图平面的图像,
其中,所述分割和跟踪处理器还能用于通过分析所述解剖界标的运动来跟踪对所提取出的多个预定视图平面的相继图像的采集以对所显示的图像进行更新。
2. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述分割和跟踪处理器被配置为将所述多个预定视图平面作为多平面系统进行跟踪。
3. 根据权利要求2所述的超声诊断成像系统,其中,所述多个预定视图平面还包括三个图像平面;并且
其中,所述分割和跟踪处理器被配置为将所述三个图像平面作为三平面系统进行跟踪。
4. 根据权利要求3所述的超声诊断成像系统,其中,所述三个图像平面还包括AP4视图平面、AP3视图平面和AP2视图平面。
5. 根据权利要求2所述的超声诊断成像系统,其中,所述分割和跟踪处理器被配置为通过刚性变换来跟踪所述多个预定视图平面。
6. 根据权利要求5所述的超声诊断成像系统,其中,所述多个预定视图平面还包括三个图像平面;并且
其中,所述分割和跟踪处理器被配置为将所述三个图像平面作为三平面系统进行跟踪。
7. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述分割和跟踪处理器被配置为通过多幅相继采集的3D心脏图像来跟踪所述多个预定视图平面。
8. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述分割和跟踪处理器被配置为通过控制相继采集的图像平面的扫描方向来跟踪所述多个预定视图平面。
9. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述分割和跟踪处理器还能用于定期地更新对所述3D体积图像数据与所述几何心脏模型的数据的所述配准。
10. 一种用于采集心脏的多个标准视图平面的方法,包括:
利用矩阵阵列探头来采集心脏的3D体积图像数据;
将心脏的图像数据与存储在存储器中的几何心脏模型的数据进行配准,所述几何心脏模型包括解剖界标;
分割所述3D体积图像数据;
基于所述分割和解剖界标从所述3D体积图像数据中提取出多个预定视图平面;
在图像显示器上显示所提取出的多个预定视图平面的图像;并且
通过分析所述解剖界标的运动来跟踪对所提取出的多个预定视图平面的相继图像的采集以对所显示的图像进行更新。

11. 根据权利要求10所述的方法,其中,跟踪还包括将所述多个预定视图平面作为多平面系统进行跟踪。

12. 根据权利要求11所述的方法,其中,所述多平面系统是通过刚性变换来跟踪的。

13. 根据权利要求10所述的方法,还包括:

采集相继的3D体积图像数据;并且

在相继采集的3D体积图像数据中跟踪所述多个预定视图平面。

14. 根据权利要求10所述的方法,其中,跟踪还包括在相继采集间隔中操纵扫描平面的方向。

15. 根据权利要求14所述的方法,还包括定期地更新对所述3D体积图像数据与所述几何心脏模型的数据的所述配准。

用于实时超声成像的三平面图像的自动分割

技术领域

[0001] 本发明涉及医学超声成像系统,并且具体涉及用于心脏成像的3D超声系统。

背景技术

[0002] 在心脏超声成像中,存在心脏的多个标准平面视图,必须频繁地被采集心脏的多个标准平面视图以便对心脏性能做出标准化的测量或诊断。这些标准视图中的三种是心尖二腔观、心尖三腔观和心尖四腔观,其通常被称为AP4视图、AP3视图和AP2视图。如名称所示意的,心脏的这些平面视图都是通过将超声探头把持在左胸腔下面来采集的,在那里超声探头将从心脏的心尖查看心脏。心尖四腔观将心脏的全部四个腔室,即左右心房和左右心室可视化。当临床医生想要计算射血分数以将左心室可视化或者评价舒张功能或瓣膜狭窄时,该视图是优选的。心尖三腔观使得临床医生能够将主动脉瓣和主动脉根可视化。该视图优选用于评价心脏的前外侧壁和后壁的收缩性。通过将多普勒束与左心室流出道进行对齐,临床医生能够定量地评价瓣膜狭窄的严重性。心尖二腔观实现对左心室的前壁和下壁可视化和评价。

[0003] 存在用于操纵二维超声探头以便采集心脏的这些标准平面视图的熟知的且充分理解的技术。一般取四腔观作为第一视图以及用于其他视图的参考。为了采集心尖四腔观,临床医生将探头抵靠着患者的左侧把持,其中,探头瞄准心脏的尖端并且向上朝向右肩。探头的一侧上的缺口被定位在2点钟或3点钟方向,该缺口使得临床医生在患者的解剖结构与超声系统显示器上的图像之间保持期望的左右取向。当被合适地定位时,心脏的四个腔室被清楚地显示,其中尖端在屏幕的顶部处并且右腔室在屏幕的左侧。右心室应当不大于左心室的宽度的三分之二。

[0004] 根据四腔观,对心尖三腔观的采集仅仅要求对探头的简单操纵。探头针对患者被逆时针旋转直到探头上的缺口大致处于11点钟位置处。现在应当在屏幕上看到三腔观。该旋转意味着在四腔观的图像平面与三腔观的图像平面之间存在大致90°关系。为了采集二腔观,探头被进一步旋转直到大致9点钟位置。现在心尖二腔观应当被显示在屏幕上。这意味着二腔观被定位在距参考的四腔观大致135°的旋转处。

[0005] 如可以从前文中看出的,临床医生可能花费相当量的时间来采集这些视图并操纵探头从一个视图到另一视图。将期望能够在没有上述的小心且辛苦的探头操纵的情况下采集心脏的这些标准视图。进一步将期望由超声系统自动地采集视图而根本不需要对探头的特别操纵。

发明内容

[0006] 根据本发明的原理,描述了一种超声成像系统和方法,其实现从心尖位置的对心脏的3D采集。对于在3D采集中采集的大多数心脏体积,由超声系统将数学心脏模型应用到3D体积以对心脏的三种心尖视图平面(即AP4图像平面、AP3图像平面和AP2图像平面)进行识别和分割。一旦被分割,三个图像平面接着被用作三平面系统以将三平面系统作为刚性

变换在对3D体积的后续采集中进行跟踪。因此能够通过从实况体积图像中提取MPR切片或者通过利用矩阵阵列换能器探头扫描仅仅三平面来对三平面系统进行实时地可视化。

附图说明

[0007] 在附图中：

[0008] 图1以方框图的形式图示了根据本发明的原理构建的医学超声系统。

[0009] 图2a、图2b和图2c是心脏的AP4视图、AP3视图和AP2视图的图形图示。

[0010] 图3图示了AP4视图、AP3视图和AP2视图的平面当被布置在三平面系统中时的相对取向。

[0011] 图4是根据本发明的原理对心尖三平面图像系统的采集、分割和跟踪的流程图。

[0012] 图5a、图5b和图5c图示了心尖三平面系统的三幅超声图像当作为超声显示屏幕上的实况图像被同时查看时并且当被叠加以表示心脏模型的视图平面的图形时的外观。

具体实施方式

[0013] 首先参考图1,以方框图的形式示出了本发明的超声成像系统。该超声系统是通过以下两个子系统来配置的:前端采集子系统10A和显示子系统10B。超声探头耦合到采集子系统,该超声探头包括二维矩阵阵列换能器70和微型波束形成器72。微型波束形成器含有如下电路,该电路控制被施加到阵列换能器70的元件的组(“补片”)的信号并且对由每组的元件接收到的回波信号进行特定处理。探头中的微型波束形成有利地减少了在探头与超声系统之间的线缆中的导体的数量,并且在(Savord等人的)美国专利5997479和(Pesque的)美国专利6436048中进行描述。

[0014] 探头耦合到超声系统的采集子系统10A。采集子系统包括波束形成控制器74,其对用户控制36做出响应并将控制信号提供到微型波束形成器72,关于发送波束的定时、频率、方向和聚焦来指导探头。波束形成控制器还控制对由采集子系统通过其对模数(A/D)转换器18和系统波束形成器20的控制采集的回波信号的波束形成。由探头接收到的回波信号由采集子系统的前置放大器和TGC(时间增益控制)电路16放大,接着由A/D转换器18进行数字化。接着由系统波束形成器20将经数字化的回波信号形成为完全转向并聚焦的波束。接着由信号处理器22处理回波信号,所述信号处理器执行数字滤波、B模式和M模式探测以及多普勒处理,并且还能够执行其他信号处理,例如谐波分离、散斑减小和其他期望的图像信号处理。

[0015] 由采集子系统10A产生的回波信号耦合到显示子系统10B,所述显示子系统处理回波信号以用于以期望的图像格式显示。由图像线处理器24处理回波信号,所述图像线处理器能够对回波信号进行采样、将波束的段拼接成完整的线信号并且对线信号求平均以用于信噪改进或流持久性。由扫描转换器26将针对2D图像的图像线扫描转换为期望的图像格式,所述扫描转换器执行本领域中已知的R-theta转换。接着图像被存储在图像缓存或存储器28中,从其中图像能够被显示在显示器38上。存储器28中的图像还被叠加以与图像一起显示的图形,所述图形是由对用户控制36做出响应的图形生成器(未示出)生成的。在对图像循环或序列的捕获期间,个体图像和图像序列能够被存储在影片存储器(未示出)中。

[0016] 针对实时体积成像,显示子系统10B还包括3D图像绘制处理器32,其接收来自图像

线处理器24的图像线以绘制实时三维图像。3D图像能够在显示器38上被显示为实况(实时)3D图像或者耦合到图像存储器28以用于存储供稍后审查和诊断的3D数据集。

[0017] 根据本发明的原理,显示子系统还包括存储在存储器40中的解析几何心脏模型。存储在存储器中的心脏模型数据在概念上是3D表面网格,所述3D表面网格勾画出心脏的主要特征的形状,所述主要特征例如流体腔、心脏瓣膜等。在所构建的实施例中,所述网格是由相互连接的三角元素组成的,但是也可以使用其他网格,例如矩形元素网格或方形元素网格或由不均匀的旋转b样条组成的网格。如本文中预期的,心脏模型能够是全细节的几何模型或简单的解剖界标模型,所述解剖界标例如腔室壁、心尖、心脏瓣膜或瓣膜平面轮廓等。还能够使用将两者组合的心脏模型。例如,识别标准平面的关键界标的几何模型能够被用于识别超声图像数据中的那些标准平面。心脏模型的目的是对患者的心脏的3D超声图像进行识别或分割。该功能由AP_n平面分割和跟踪处理器42来执行,所述AP_n平面分割和跟踪处理器使用心脏模型数据来提取3D超声图像的特定图像平面,在这种情况下是AP₂图像平面、AP₃图像平面和AP₄图像平面。在图2a、图2b和图2c中以图形方式示出了这些图像平面。在图2a中示出了心脏的四腔AP₄平面的模型。在该视图中,临床医生能够看到全部四个心脏腔室,右心房和右心室由三尖瓣分开,并且左心房和左心室由二尖瓣分开。在AP₄模型的这种取向中,心脏的尖端在顶部处。图2b图示了AP₃三腔图像平面的模型。AP₃视图实现对左心脏腔室以及主动脉根和主动脉瓣的可视化。图2c图示了AP₂模型。该视图实现对左心房、二尖瓣和左心室的可视化。图3是这三个视图平面对彼此的相对取向的透视图。在典型的检查中,临床医生将超声探头放置在胸腔的左侧下面,向上朝右肩瞄准。探头被操纵直到采集到心尖四腔观。接着探头被向上倾斜以在心尖三腔观或心尖5腔观中采集LV流出道和主动脉瓣。通过将探头逆时针旋转90°来再次操纵探头以采集二腔观。能够认识到,这是辛苦且耗时的任务,需要临床医生的相当大的技巧。AP₂视图、AP₃视图和AP₄视图是用于许多心脏诊断的标准视图平面。

[0018] 由本发明的超声系统消除了该困难任务和其复杂性,通过本发明的超声系统,从3D超声图像中提取期望的心尖视图平面并通过对心脏模型的分析使用来显示。该提取是由AP_n平面分割和跟踪处理器42完成的,所述提取通过在3D超声图像体积中找到心脏模型的大致位置开始。以霍夫变换的形式实施的形状查找器在3D图像中找到心脏模型的大致位置。局部化的仿射变换在体积图像中更好地限定大的结构,例如心脏流体腔。局部化的精细调谐在图像体积中将模型与解剖结构更精确地进行对齐。现在,在3D心脏模型与体积图像中的心脏的解剖结构对齐的情况下,从心脏模型取得的三个心尖平面的界标被用于在体积图像中识别这三个平面,并且从体积图像中提取三个图像平面AP₄、AP₃和AP₂。

[0019] 在该处理的实施方式中,AP_n平面分割和跟踪处理器42如下对心脏的3D体积图像的体素进行操作。该平面分割和跟踪处理器包括用作针对分割器的初始化器的预处理器。预处理器自动分析图像数据并用于对当前视图进行分类,当前视图即已经采集到当前3D心脏图像的视图。换言之,预处理器能够检测要被分割的器官相对于参考姿态的姿态。“姿态”是目标相对于作为参考取向的模型的位置及其取向。检测到的姿态由“姿态参数”表示。该参数描述如下变换,即需要如何将心脏的几何模型移位并旋转,使得经如此变换的模型与图像中的心脏的姿态相对应。基于这些姿态参数,接着将心脏的几何模型的点变换为所估计的(“当前的”)姿态。在优选实施方式中,心脏的几何模型被定义为由三角元素组成的3D

表面网格,所述网格在给出的参考姿态中粗略地勾画标准心脏形状。接着将经如此变换(即移位并旋转)的模型供应为用于对图像体积的基于模型的分割的开始点,该分割依赖于对要被分割的目标的位置和取向的先验知识,在这种情况下为对三个期望的心尖视图平面的分割。

[0020] 预处理器采用具有多个累加器的广义霍夫变换(GHT),针对心脏的每个取向有一个累加器。为了解决一定范围的明显变化的心脏姿态可能性,来自训练3D图像的频繁重现的姿态取向被存储在处理器中,并且在聚类之后,根据那些取向来计算一组变换。接着在GHT投票过程期间的操作阶段中应用变换以填充多个霍夫累加器。接着在所有霍夫累加器上针对最大投票条目对多个霍夫累加器进行搜索,以找到即时心脏姿态。可以在所有霍夫累加器上同时运行该搜索,或者可以顺序地进行搜索。取具有最高投票计数的霍夫累加器条目来表示针对给出的姿态取向 β 的最可能的目标位置。在优选实施方式中,从图像数据中对界标的提取被用于根据多个仿射(或其他)变换来确定最佳地与即时图像中的结构相关的最佳变换。预处理器包括用于接收3D图像和分类器的输入端口。还存在用于输出如由分类器确定的姿态的姿态参数(β [=取向], x [=位置])的输出端口。接着可以将该姿态信息(β, x)应用到几何心脏模型。经变换的模型形成用于分割的“初始化模型”。一旦获知要被分割的图像中的心脏的姿态(即可获得初始化模型),则分割器向几何心脏模型应用参数化的且可变形的适配步骤。由此,模型被适配到即时图像体积中的心脏的结构。具体地,所述适配包括一个或多个阶段,在所述一个或多个阶段中,通过相继地应用全局刚性变换、全局仿射变换、多刚性变换以及可变形的变换来将模型的坐标适配到体积图像数据。在对初始化模型进行变形后,对网格模型的三角面的法线上的灰度值强度进行评估以限定分割的边界。

[0021] 当解剖界标识别被用于心脏模型配准和图像平面提取时,界标识别符用于检测/识别3D心脏图像中的一个或多个解剖界标。图像中的界标检测可以基于RANSAC(随机采样一致)算法,在M.Fischler等人的“Random Sample Consensus...”(Communications of the ACM,第24(6)卷,1981年)中描述了RANSAC算法。接着可以取经如此检测的界标的集合来表示当假设心脏处于特定姿态中时潜在的几何模型的骨架。心脏模型包括表示其中的界标的界标靶向点。在该实施方式中,分类器的操作基于仿射变换 T_i 的集合。变换 T_i 逐个地被应用到检测到的界标点以实现检测到的界标的坐标变换。接着能够将经如此变换的界标与参考几何模型进行比较。具体地,将图像中的经如此变换的界标点与心脏模型的靶向界标点进行比较。假设模型相对于参考取向而被呈现。接着针对每个变换,将经变换的界标的坐标与模型的界标靶向点的坐标进行比较。接着识别与模型的靶向点界标最佳适配的(例如相对于适合的范数最接近的)经变换的界标的坐标。接着,得到经变换的界标点与靶向界标点之间的最佳适配或匹配的相应变换被认为表示如在潜在的体积图像中所记录的姿态。“最佳”适配是相对于相似性量度建立的。“最佳”意指包括在用户可定义的边界内,而不是在算术意义上的最接近,但是特定实施方式可以实际上将“最佳”想象为意指在算数意义上的接近。计算相对于预设边界的最佳适配允许高效的处理,这是因为处理器不需要循环通过所有预定义变换来评估相似性量度。一旦已经建立了位于边界内的相似性值,输出单元就返回相应变换作为“最佳适配”。

[0022] 能够考虑预定义仿射变换中的每个来编码某个姿态。具体而言,每个仿射变换除

其他分量(例如剪切)外还包括描述姿态中的相应姿态的平移和旋转分量。识别出的最佳适配变换的平移和旋转分量的描述被转发到分割器以用于初始化。备选地,首先将最佳适配的变换直接应用到模型,接着转发经如此变换的模型以对分割器进行初始化。现在,分割器执行识别三个期望的心尖平面的界标靶向点的直接任务,并且从图像体积中提取最完整地含有那些解剖界标的三个平面。

[0023] 如(四腔观的)图5a、(三腔观的)图5b和(二腔观的)图5c图示的,通过上述APn平面分割和跟踪处理器42从3D心脏图像数据中提取的三个心尖视图平面被单独地或同时地显示在超声系统显示器38上。在图示的实施方式中,通过对由心脏模型提供的、图形描画的解剖边界62、64、66的叠加来对每个图像平面的心脏的腔室和结构进行分割。一旦针对一幅体积图像完成了该动作,则能够实时地或后处理中通过相继的图像体积来跟踪APn平面。为了跟踪,三个平面不被当作不相关的图像平面,而是被当作如图3中图示的三平面系统的三个平面。当相继的心脏体积图像变为可获得时,心脏模型的三个APn平面被用于从每幅相继体积图像中提取三个图像平面。通过分析解剖界标从先前的三平面系统到新识别出的三平面系统的总运动来在新的体积中跟踪那些平面。这通过光流或图像配准来完成,例如通过使用互信息、块匹配或特征匹配来完成。界标从一个平面到下一平面的运动被用于找出针对每个平面的运动向量,并且三个平面的三个运动向量被用于确定三平面系统的复合运动向量(变换)。实质上,三个平面内运动向量被用于识别三平面系统的复合运动。该变换被用于将三平面系统的运动建模为相对于探头的刚性变换。刚性变换识别三平面系统从一幅体积图像到下一幅体积图像的平移和旋转,并且该位移被用于计算三平面系统在新的体积图像中的新位置。由于这是刚性变换,因此不存在对模型或图像数据的缩放或扭曲,这减轻了计算要求。针对每个新的体积图像采集来重复该跟踪和三平面系统更新。偶尔地,为了防止过大的心脏或探头运动,能够如以上描述地重新对处理进行初始化。

[0024] 图4图示了根据本发明的原理的参考平面分割和跟踪的典型序列。在第一步骤50中,通过心尖扫描来采集心脏的3D体积图像。由于以心尖的方式扫描心脏,因此APn平面分割和跟踪处理器42能够被预调整以期望在体积图像的顶端处找到心脏的尖端。在步骤52中,APn平面分割和跟踪处理器42使用心脏模型来对AP4视图平面、AP3视图平面和AP2视图平面进行分割以识别心脏的姿态,并且如以上描述地将心脏模型适配到3D图像数据。在步骤54中,处理器使用经适配的心脏模型的期望平面位置来提取并显示三平面图像。在步骤56中,采集新的3D体积图像,并且在步骤58中,通过刚性变换来跟踪新的体积图像中的三平面系统。在步骤60中,从新的图像数据中提取所跟踪的三平面系统图像,并且在显示器上更新所显示的三平面图像。

[0025] 本领域技术人员将容易想到本发明的其他变型。代替提取并显示AP4视图、AP3视图和AP2视图,可以备选地或额外地采集并显示其他视图。例如,超声系统可以被用于显示AP5视图、AP4视图和AP3视图或四个不同的视图平面。针对更高的显示帧率,可以使用跟踪信息来更新三平面显示的平面,其每次仅仅扫描三个期望的视图平面而不扫描整个体积。例如,在心脏模型已经被适配到体积图像中的心脏解剖结构之后,能够扫描仅仅三平面以用于接下来的更新。能够将三个新扫描的图像平面与先前的三平面进行比较,并且所计算的复合运动数据(跟踪数据)被用于在经更新的平面位置处扫描三平面以进行显示。因此跟踪数据被用于通过对如图1所示的波束形成器控制器的控制来操纵下一三平面采集的平面

扫描的方向。通过仅仅扫描三个平面而不是整个心脏体积,极大地提高了显示的帧率和空间分辨率。如果心脏或探头的总运动变得过大,则能够通过采集并处理新的体积图像来对过程进行更新和重新初始化,并且再次开始三平面扫描。作为另一备选方案,能够对3D图像数据进行变换以适配心脏模型,而不是相反,从而进行分割。

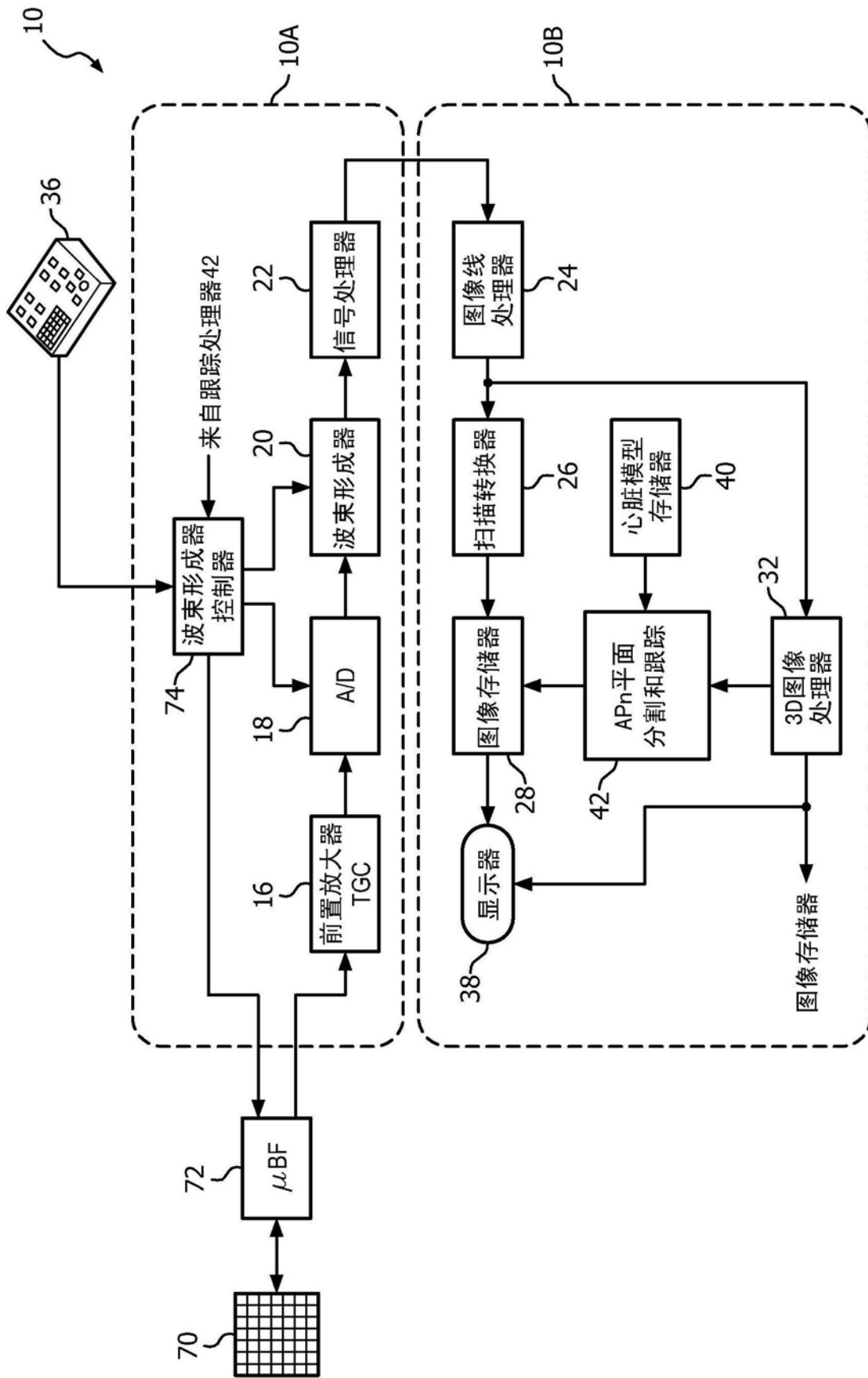


图1

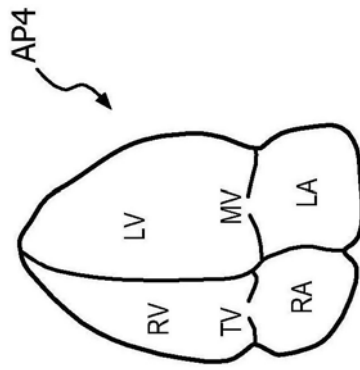


图2a

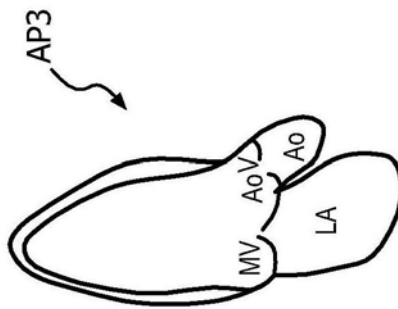


图2b

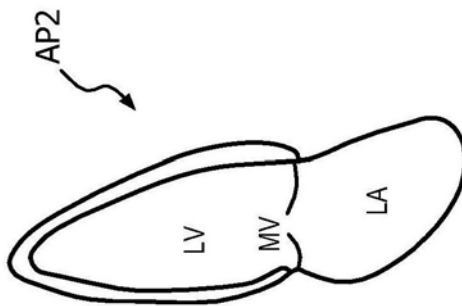


图2c

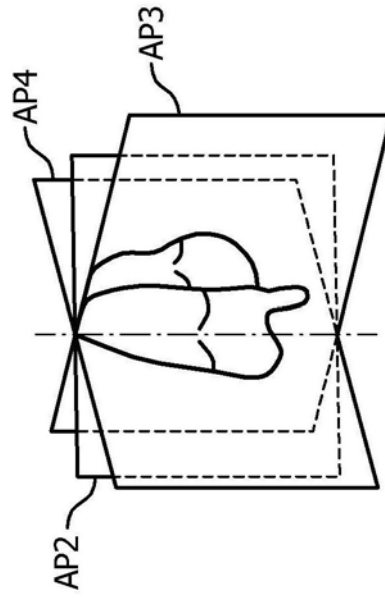


图3

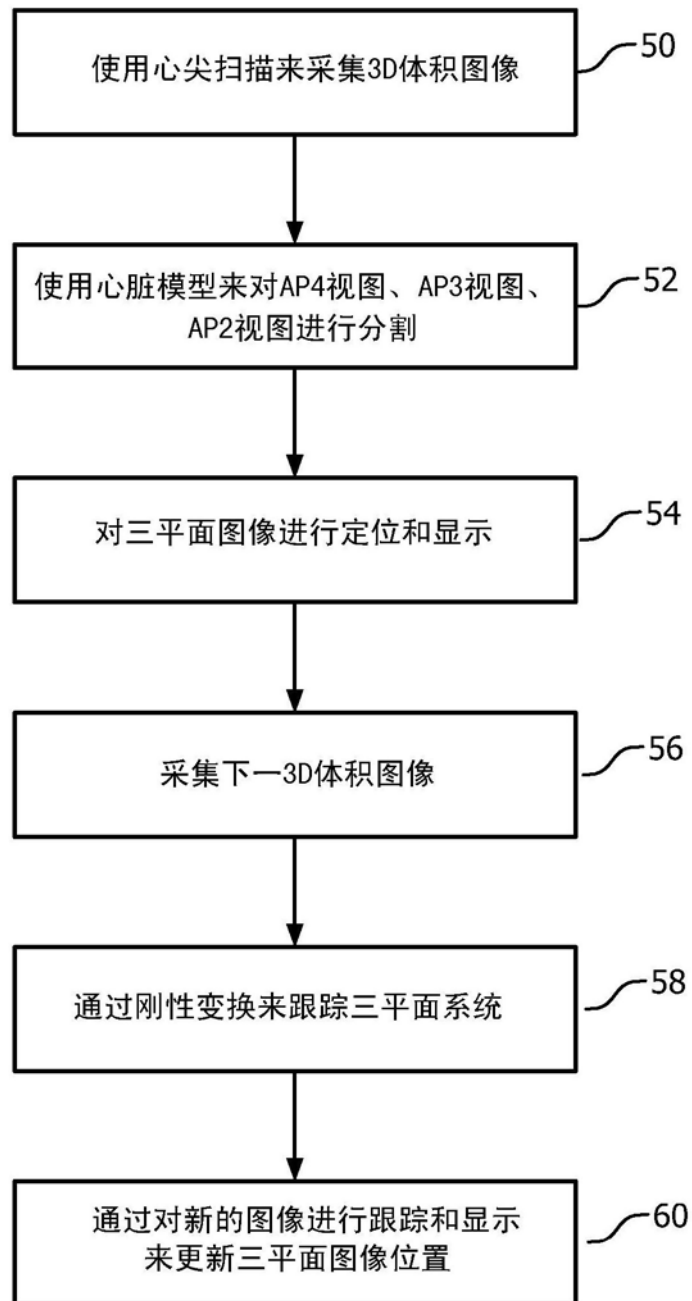


图4

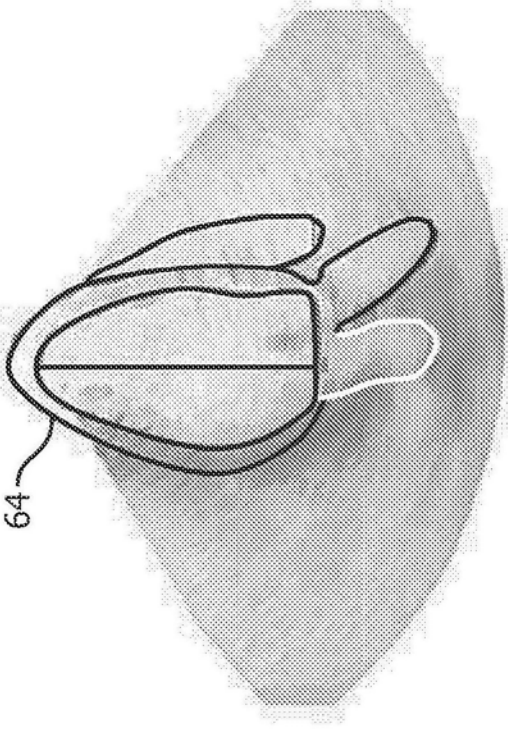


图5a

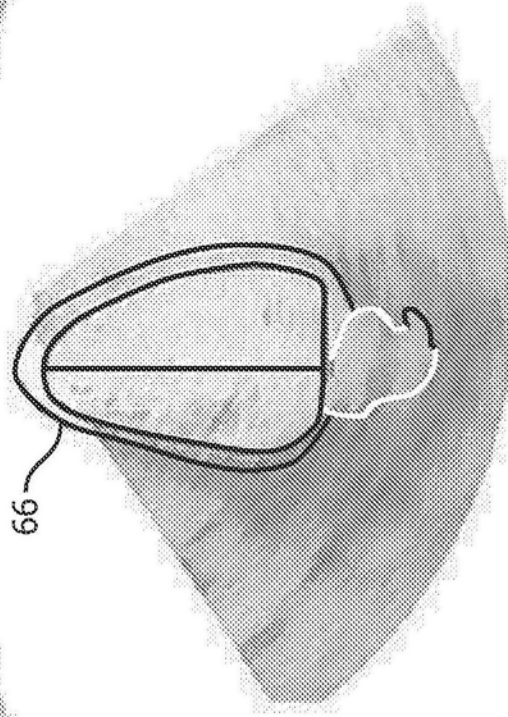


图5b

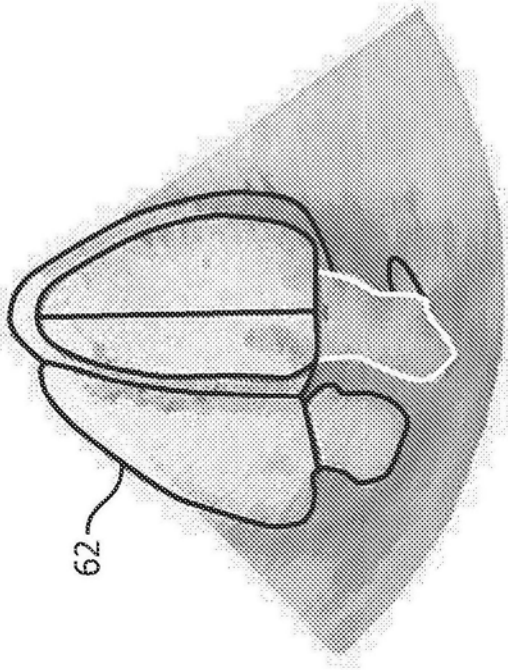


图5c

专利名称(译)	用于实时超声成像的三平面图像的自动分割		
公开(公告)号	CN105900140B	公开(公告)日	2019-02-05
申请号	CN201480060603.9	申请日	2014-11-04
[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	RJ施耐德 MK比安基 RS布鲁克斯 MD卡迪纳尔 D普拉特 L里韦拉 I萨尔戈 SH塞特尔迈尔 JM威廉斯		
发明人	R·J·施耐德 M·K·比安基 R·S·布鲁克斯 M·D·卡迪纳尔 D·普拉特 L·里韦拉 I·萨尔戈 S·H·塞特尔迈尔 J·M·威廉斯		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14 A61B8/00 G01S15/89 G01S7/52 G01S15/66 G06T7/73 G06T7/11 G06T7/149 G06T7/246		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/145 A61B8/483 A61B8/5276 G01S7/52063 G01S7/52074 G01S15/66 G01S15/8925 G01S15/8993 G06T7/11 G06T7/246 G06T2207/10016 G06T2207/10136 G06T2207/20128 G06T2207/30048 A61B5/14 G06T7/0012 A61B8/4494 A61B8/463 A61B8/486 A61B8/488 A61B8/523 G06T7/149 G06T7/20 G06T7/251 G06T7/75		
代理人(译)	李光颖 王英		
审查员(译)	王永波		
优先权	61/899895 2013-11-05 US		
其他公开文献	CN105900140A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种实现对心脏的标准视图平面的实时自动采集的超声诊断成像系统和方法，所述标准视图平面例如AP4视图、AP3视图和AP2视图。采集心脏的3D图像并且结合几何心脏模型来处理心脏的3D图像。心脏模型被适配到处于其被采集的姿态中的心脏，以从3D图像数据中分割出期望的图像平面。在相继的图像采集间隔期间，通过相继图像数据将各图像平面作为多平面系统进行跟踪，以更新对多平面图像的显示。相继图像采集能够是在每个采集间隔期间对仅仅所跟踪的图像平面的体积图像采集或多平面采集。

