



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108289655 A

(43)申请公布日 2018.07.17

(21)申请号 201680070762.6

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2016.11.23

代理人 李光颖 王英

(30)优先权数据

62/261,906 2015.12.02 US

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/00(2006.01)

2018.06.01

G06T 7/00(2017.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2016/057052 2016.11.23

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/093852 EN 2017.06.08

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 S·H·塞特尔迈尔 D·普拉特

R·J·施耐德

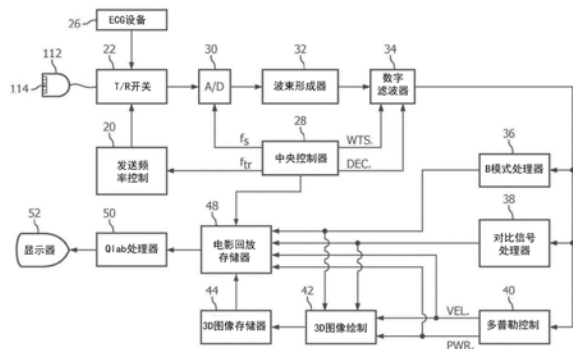
权利要求书2页 说明书6页 附图8页

(54)发明名称

具有中轴弯曲和横向偏心的心脏的超声心脏评估

(57)摘要

超声成像系统通过将心尖与二尖瓣平面之间的腔室的纵向中轴绘制为均匀间隔在心肌的相对壁之间的曲线来产生左心室的更加诊断性的心脏图像。横向图像平面被定位为与弯曲中轴正交,其中,控制点被定位于短轴视图中在围绕中轴均匀间隔并起源于中轴的线上。如果短轴视图是椭圆形腔室,则横向图像被拉伸以给予心脏更圆的外观,从而得到编辑控制点的更好定位。



1. 一种用于心脏诊断的超声诊断成像系统,包括:
超声探头;以及
处理器,其被配置为使所述系统:
使用所述探头来采集包括心脏的三维超声图像数据集;
产生心肌和心腔的图像数据;
在纵向分离的心尖与瓣膜平面之间绘制所述心腔的弯曲中轴,所述弯曲中轴基本上均匀地被定位于所述心肌的相对壁之间;并且
在所述弯曲中轴的平面中显示心腔图像。
2. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述处理器还被配置为使所述系统在所述弯曲中轴的平面中显示长轴心腔图像。
3. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述处理器还被配置为使所述系统绘制垂直于所述弯曲中轴的短轴视图。
4. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述处理器还被配置为使所述系统绘制心肌边界。
5. 根据权利要求4所述的超声诊断成像系统,其中,所述处理器还被配置为使所述系统绘制长轴心肌边界。
6. 根据权利要求5所述的超声诊断成像系统,其中,所述处理器还被配置为使所述系统将多个编辑控制点定位在所述长轴边界周围。
7. 根据权利要求4所述的超声诊断成像系统,其中,所述处理器还被配置为使所述系统绘制短轴心肌边界。
8. 根据权利要求7所述的超声诊断成像系统,其中,所述处理器还被配置为使所述系统在起源于所述弯曲中轴并且与所述短轴心肌边界相交的线上绘制编辑控制点。
9. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述处理器还被配置为使所述系统在所述图像数据中拉伸所述心肌以产生更圆形的心肌的图像。
10. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述处理器还被配置为使所述系统产生具有所述弯曲中轴的心腔图像以及具有拉直的弯曲中轴的心腔图像。
11. 根据权利要求10所述的超声诊断成像系统,其中,所述处理器还被配置为使所述系统产生心腔图像的序列,在所述序列上所述弯曲中轴改变到拉直的中轴。
12. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述处理器还被配置为使所述系统示出超声图像的序列,在所述序列上所述弯曲中轴到拉直的中轴改变被演示为动画。
13. 一种通过超声心脏成像来诊断患者的方法,包括:
采集心脏的三维图像数据集的序列;
提取心肌和心腔的长轴视图;并且
在心尖与瓣膜平面之间绘制所述心腔的弯曲中轴,所述弯曲中轴被均匀地间隔在所述心肌的相对壁之间。
14. 根据权利要求13所述的方法,还包括:
提取处在与所述弯曲中轴基本上正交的平面中的所述心肌的短轴视图;并且
将编辑控制点定位在所述短轴视图中的所述心肌的边界上,所述编辑控制点处于穿过所述弯曲中轴的线上。

15. 根据权利要求14所述的方法,还包括:
在所述短轴视图中将所述心肌拉伸至更圆的外观。

具有中轴弯曲和横向偏心的心脏的超声心脏评估

技术领域

[0001] 本发明涉及医学诊断超声系统,并且具体地涉及对具有轴弯曲和横向不规则性的心脏执行心脏评估的超声系统。

背景技术

[0002] 超声成像被广泛用于评估和诊断心脏的状况。超声探头压在患者的身体上在胸腔正下方,并且向上瞄准以从心尖查看心脏。当心脏完全处于实时图像的视图中时,在心脏周期上采集三维图像数据集的序列。三维图像数据由分割处理器分析以识别心脏的各种特征和特性,诸如左心室的内皮边界、射血分数和心肌运动。用于心脏分析的两个这样的处理器是在美国专利US6491636 (Chen1等人)中描述的自动边界检测处理器以及美国专利US7101164 (Weese等人)中以及美国专利公开US2010/0189317 (Lehmann等人)中描述的zhong描述的的心脏模型处理器。利用诸如这些的分析工具,临床医师可以命令处理器在心脏周期上分割心脏数据,识别心脏的瓣膜以及心腔并且在诊断根据其进行的标准ASSE视图中示出心脏。然而,由于在患者中间关于患者体格、体质、心脏形状和取向等存在很大差异,因此临床医师会将自动绘制的边界编辑为最好地拟合临床医师在图像中感知的解剖学边界。这种编辑造成问题的两个特征是心脏的明显的纵向弯曲和/或偏心横向形状。左心室的纵向弯曲可以排除通过三维图像数据的MPR(多平面重建的)图像平面能够在所有标准ASE视图中示出足够的长轴呈现。心脏的横向偏心可以使边界绘制变得更加困难,并且编辑控制间距更不规则。因此,期望超声心脏诊断处理器充分呈现心脏的长轴视图,在每个标准ASE视图中具有良好的边界正交性和编辑控制间距。

发明内容

[0003] 在一些方面中,本发明包括超声系统和方法。例如,本发明可以包括用于心脏诊断的超声诊断成像系统。所述系统可以在其上具有指令,所述指令在被执行时使系统:使用探头采集包括心脏的三维超声图像数据集;产生心肌和心腔的图像数据;在纵向分离的心尖与瓣膜平面之间绘制心腔的弯曲中轴,所述弯曲中轴基本上均匀地定位在心肌的相对壁之间;并且在弯曲中轴的平面中示出心腔图像。

[0004] 在某些方面中,本发明的系统可以包括用于心脏诊断的超声诊断成像系统,其包括:探头,其被配置为采集包括心脏的三维超声图像数据集;第一处理器,其被配置为产生心肌和心腔的图像数据;第二处理器,其被配置为在纵向分离的心尖和瓣膜平面之间绘制心腔的弯曲中轴,所述弯曲中轴基本上均匀地定位在心肌的相对壁之间;以及显示器,其用于在弯曲中轴的平面中显示心腔图像。

[0005] 在一些方面中,本发明包括通过超声心脏成像来诊断患者的方法。所述方法可以包括:采集心脏的三维图像数据集的序列,提取心肌和心腔的长轴视图,并且在心尖与瓣膜平面之间绘制心腔的弯曲中轴,所述弯曲中轴均匀地间隔在心肌的相对壁之间。

附图说明

- [0006] 在附图中：
- [0007] 图1图示了舒张末期和收缩末期心脏的标准ASE视图。
- [0008] 图2a图示了两个标准视图中的左心室腔室的平面的相交。
- [0009] 图2b是具有用于编辑的控制点的左心室的三维网格。
- [0010] 图3a图示了针对均匀对称心脏形状的纵向和横向心脏图像的中轴和控制点。
- [0011] 图3b图示了针对具有纵向弯曲形状的心脏的纵向和横向心脏图像的中轴和控制点。
- [0012] 图3c图示了针对具有偏心横向形状的心脏的纵向和横向心脏图像的中轴和控制点。
- [0013] 图3d图示了根据本发明的原理针对这些不规则性校正的心脏的纵向和横向心脏图像的中轴和控制点。
- [0014] 图4示出了具有纵向弯曲的心脏的三幅心脏图像。
- [0015] 图5示出了根据本发明的原理的弯曲MPR的校正后的相同心脏数据。
- [0016] 图6示出了根据本发明的从心脏的平面MPR到弯曲MPR的过渡的动画。
- [0017] 图7以两个标准视图图示了右心室腔室的MPR平面的相交。
- [0018] 图8以框图形式图示了根据本发明的原理构造的超声系统。

具体实施方式

[0019] 根据本发明的原理,描述了一种超声诊断系统和方法,其对超声心脏图像中的心脏弯曲和横向偏心进行校正。通常的直线中轴被绘制为在腔室壁之间均匀间隔并从心尖延伸到二尖瓣平面的曲线。通过在图像中拉伸心肌以产生更均匀的形状来减少横向偏心。作为这些措施的结果,心腔的边界呈现为使得腔室壁更加等距并且与查看平面正交,使得能够创建更完整的长轴MPR视图并且允许横向MPR平面的平面内编辑以表示分割边界和控制点的更等距和正交的位移。产生未缩短的长轴MPR视图,所述视图是通过弯曲中轴的曲线切片。现在,在标准视图之一中编辑控制点将更加独立于其他视图进行操作,并改进所绘制的界面的可视化和诊断。

[0020] 图1图示了诊断进行的心脏的三个标准视图,以及心尖四腔 (AP4) 视图,心尖三腔 (AP3) 视图和心尖二腔 (AP2) 视图。顶部三幅图像a、b和c是舒张末期的心脏,底部三幅图像d、e和f是收缩末期的心脏。诸如Heart Model的图像分析工具是Philips Healthcare (Andover, MA) 超声系统QLAB功能的部分,其可以根据心脏的体积 (3D) 数据自动将这些标准视图平面分割为MPR图像平面。如图1图示的,QLAB特征还能够在超声心脏图像中自动跟踪心脏的边界,诸如这些视图中的左心室 (LV) 的边界210、212和214和二尖瓣平面220。类似地,可以针对心脏的其他特征,如右心室,来自动跟踪边界。

[0021] 三个标准视图平面在LV的公共中轴处以大约 0° 、 60° 和 100° 的相对旋转角彼此相交。图2a中图示了标准视图平面中的两个的相交,其中,在210处勾画的AP4视图中的LV平面被示出为与在中轴200处在212处勾画的AP2视图的LV平面相交。图2a中还示出了线222,其指示横向 (短轴) 视图平面可以根据体积图像数据重建为MPR图像。由于所有这些二维视图

平面都是从相同体积图像数据中提取的,所以它们的心脏轮廓可以被组织为三维左心室腔室的网格或线框架模型,如图2b所示。不同边界迹线彼此相交的点在图中标记为a、b、c。尽管图2a绘图表示理想情况,但实际上,3D图像数据可能不完全易于自动识别所有边界迹线210、212、232、234和236(以及其他)的全体,或者至少不会使诊断医师完全满意。因此,QLAB图像诊断程序在自动绘制的边界周围创建控制点,医师可以操纵控制点以相对于图像重新定位边界迹线。当医师利用诸如轨迹球或鼠标的指点设备在视图平面中拉动或移动控制点时,边界迹线将移动到具有控制点的新位置,但仍光滑地连接到邻近的控制点,过程称为“弹性连接(rubberbanding)”。在图2b中,交点a、b和c可以用作图示的边界迹线的控制点。然而,如果控制点被定位为彼此靠得太近,则会出现问题。在这种情况下,边界处理程序无法平滑地重新定位连接的边界迹线。代替地,当医师尝试移动控制点时,迹线会跳跃并变得不稳定。此外,当控制点太靠近在一起时,尝试在一个视图平面中重新定位控制点会影响另一个视图平面中的迹线和控制点的位置。如图2b图示的,不同视图平面的边界通过它们与公共3D图像数据集的关系而全部在空间上相互关联。因此,希望控制点具有规则的均匀间隔,使得编辑它们的位置不会导致迹线的不稳定或影响其他视图平面中的边界迹线和控制点。

[0022] 纵向平直且均匀对称的心脏图像通常不会出现这些编辑问题。图3a图示了纵向平直且对称的心脏的心肌60。其在心脏的心尖230和LV底部的二尖瓣平面220的中心之间自动绘制的中轴200沿着LV腔室的中心直线向下。穿过直中轴200的平坦的视图平面将捕获LV的完整的未缩短的长轴视图。当创建与中轴200正交的横向视图平面222时,对称心肌60将呈现大致圆形,如图3a的右侧所示。当均匀角度分布的控制点定位线202被定位为起源于中轴200时,其与心脏壁的相交产生均匀分布的控制点a、b、c、d和e。此外,看到定位线正交地与心肌相交。这产生了通过心内膜边界和心肌的短路径204,有用于测量正确的心肌厚度,如条206图示的。

[0023] 然而,并不是所有的心脏都是这种图像分析的理想形状的。图3b图示了具有弯曲纵向形状的心脏的心肌60,即所谓的香蕉形心脏。当中轴200在心尖230和二尖瓣平面220之间被绘制时,可以看到其更接近心脏的左侧并且更远离心脏的右侧,如图所示。如图所示,正交定位的横向平面222将出现在右侧,其中,中轴200靠近于心脏的左侧并且远离右侧。当控制点定位线202被绘制为起源于中轴200时,其与心肌60的相交的点不是均匀分布在心脏周围中。控制点b、c和d相距很远,而点a、f和e靠得更近得多。当医师试图重新定位控制点f时,其能够导致不稳定并且无意中重新定位紧邻的点a和e。此外,定位线202并不正交地与心脏壁相交,而是以不同的角度相交。心内膜边界和心肌厚度的测量结果失真且不准确的,如通过图中右侧的条206的倾斜定位线图示的。

[0024] 图3c图示了以下状况:心肌不是纵向弯曲的,而是如右图所示,在横向上是更椭圆形的而不是圆形的。心肌的椭圆形导致控制点a、b和d、e太靠近,并且控制点c和f与其相邻的控制点分割太宽。尽管水平控制点定位线在短轴视图中以正交的方式与心肌60相交,但是其他定位线202的相交不是正交的,再次导致心肌沿着定位线的厚度失真,如204所示以及在条206中所示。

[0025] 根据本发明的原理,通过绘制如图3d所示的弯曲中轴200来减轻这些问题。如图3d所示,中轴200不是绘制为在心尖230和二尖瓣平面220之间的直线,而是作为视图平面中均

匀地定位在心脏的相对侧之间的曲线。曲线可能不严格遵循心脏解剖结构,而是可以通过图像处理软件平滑化为平滑的曲线,而不是锯齿状且快速变化的曲线。对于这种平滑弯曲轴,二次曲线模型是优选的。结果由图3d左侧的平滑中轴曲线200图示。与图3b相比,弯曲中轴使得正交的横向轴图像平面具有更居中的中轴200,来自其的均匀间隔的控制点定位线202更加正交地与短轴中的心肌相交,如图3d的右侧所示。这将创建如204处和通过条206所示的心肌的更正交的路径,准确地指示真实的心肌厚度。根据本发明的另一方面,通过利用图像处理软件在图像中“拉伸”心肌以产生更圆的形状来减少短轴视图中的心肌的任何明显的椭圆形形状,如由图3d右侧的箭头所指示的。中心线正交仿射拉伸对于该图像处理而言是优选的。当应用这两种修改时,心脏及其切割平面的横向视图表现为更类似图3a的理想心脏形状的横向视图,并且将实现更接近诊断医师正在寻求的那些的脏测量结果。

[0026] 由于用于超声系统的查看介质是平面显示器,因此通过对3D图像数据进行采样以产生穿过弯曲中轴的曲线切片,然后将弯曲图像拉直到平坦平面以进行显示,长轴视图的中轴弯曲的益处最佳呈现给诊断医师。因此,当显示时,最终图像会将中轴示出为直线。通过查看图4和图5的图像可以意识到与弯曲中轴相交的弯曲平面的弹性变形的结果。在图4中,如上文在心脏图像a、b和c中所讨论的,LV的解剖学正确图像中的中轴200已经弯曲。当弹性变形被执行以将由弯曲中轴200定义的弯曲平面视为超声系统图像显示器的平面中的平坦平面时,LV表现为分别如图5a、b和c所示,其中,中轴示出为直线。如图像图示的,图5的经处理的图像中的LV的边界和区较不规则,并且使其更易于诊断和测量。

[0027] 诊断医师认识到图5的经处理的图像不是由超声系统采集的解剖学上正确的图像,但已被处理为更易于诊断和测量,这是重要的。根据本发明的另一方面,本发明的超声系统可以产生从具有弯曲中轴图像的图像变为弯曲已经被拉直的图像的动画,如图6图示的。图6左侧的图像是图4a的图像,其中,中轴已经被绘制为均匀地定位于解剖学正确LV的相对侧壁之间的曲线。图6右侧的图像是图5a的图像,其由弯曲轴MPR平面变形为直平面而产生。图6的左端和右端之间的中间图像示出了以中轴的渐进拉直的顺序产生的两幅图像。当这些图像(和其他图像)通过图像处理软件作为动画序列被演示给诊断医师时,医师可以容易地掌握左侧原始图像上的图像处理效果,并且观察其是如何改变成右侧的更方便诊断但解剖学上较不正确的图像。

[0028] 如针对左心室所解释的,本公开也可以用于其他心腔,诸如右心室(RV)。图7A和7B示出了针对弯曲右心室使用弯曲MPR平面的范例。图7A中的AP4视图示出了如由虚线识别的三个MPR平面,称为直MPR心尖1(SMA1)、直MPR心尖2(SMA2)和弯曲MPR心尖1(CMA1)。SMA1被定位于三尖瓣(TV)的中心,并且还正交于AP4视图平面和短轴视平面(SAX)。此处,SMA1导致RV腔室的缩短视图。备选地,SMA2可以被取向为穿过TV和RV的心尖,但是该视图也会导致RV腔室的缩短或不准确的视图。如图所示,与上述LV分析类似确定的CMA1平面均匀地定位在右心室的壁之间并包含三尖瓣和RV的心尖。

[0029] 图7B示出了图7A中右心室的短轴视图以及AP4视图的切割线。类似于SMA1和SMA2的问题,被识别为直MPR短轴1(SMS1)的MPR平面被定位于右心室的中心,但是期不能完全穿过月牙形RV。相反,弯曲MPR平面、弯曲MPR短轴1(CMS1)被定位于RV的中轴处,如短轴视图中看到的,并且其跨月牙形RV的每个尖端。

[0030] 图8示出了根据本发明构造的用于处理具有如上所述的弯曲中轴和较不椭圆横截

面的心脏图像的超声系统。超声探头112包括发射和接收超声脉冲的超声换能器阵列114。阵列可以是用于二维成像的一维线性或弯曲阵列,但是优选地,其是用于三维中的电子波束操纵的换能器元件的机械扫掠一维阵列或二维矩阵。上述三维数据集和图像优选地使用具有能够采集心脏的3D数据集的这些阵列类型的3D探头来采集。阵列114中的超声换能器发射超声能量并接收响应于该发射而返回的回波。发射频率控制电路20通过耦合到阵列114中的超声换能器的发射/接收(“T/R”)开关22来控制期望频率或频带的超声能量的发射。换能器阵列被激活以发射信号的时间可以与内部系统时钟(未示出)同步,或者可以被同步到诸如心脏周期的身体功能,由ECG设备26为其提供心脏周期波形。当心跳处于如由ECG设备26提供的波形确定的其周期的期望阶段(例如心脏舒张末期或收缩末期)时,命令探头采集超声图像数据集。利用电子操纵和聚焦的二维阵列,3D数据集可以作为3D心脏数据集的实时序列而被采集。由发射频率控制电路20生成的超声波能量的频率和带宽由中央控制器28生成的控制信号 f_{tr} 控制。

[0031] 来自所发射的超声能量的回波由阵列114中的换能器来接收,所述换能器生成回波信号,当所述系统使用数字波束形成器时所述回波信号通过T/R开关22而被耦合并且通过模数(“A/D”)转换器30而被数字化。也可以使用模拟波束形成器。A/D转换器30以由中央控制器28所生成的信号 f_s 控制的采样频率对所接收的回波信号进行采样。由采样理论规定的期望采样率是所接收的通带的最高频率的至少两倍,并且能够在至少30-40MHz的量级。也能期望高于最小要求的采样率。

[0032] 来自阵列114中的个体换能器的回波信号样本被波束形成器32延迟并求和以形成相干回波信号。对于利用二维阵列的3D成像,优选地将波束形成器区分为被定位在探头中的微波束形成器与系统主机中的主波束形成之间,如在美国专利US6013032(Savord)和美国专利US6375617(Fraser)中描述的,通过引用将这两者并入本文。数字相干回波信号然后通过数字滤波器34进行滤波。数字滤波器34对所述信号进行带通滤波,并且也能够将频率带偏移到更低的或者基带频率范围。例如,所述数字滤波器能够是在美国专利US5833613中所公开的类型滤波器,通过引用将其并入本文。中央控制器28提供针对数字滤波器34的滤波器权重和抽取控制变量。来自组织的经滤波的回波信号被从数字滤波器34耦合到B模式处理器36以用于常规B模式图像处理。

[0033] 对比剂(例如微泡)的经滤波的回波信号被耦合到对比剂信号处理器38。对比剂通常被用于关于心腔的血池中的对比剂,更清楚地绘制心内膜壁,或者用于执行对心肌的微量血管的灌注研究,例如,在美国专利6692438中所描述的。对比信号处理器38优选通过脉冲反转技术将从谐波对比剂返回的回波分离,其中,由多个脉冲到图像定位的传输所产生的回波被组合以消除基本信号分量并增强谐波分量。优选的脉冲反转技术在例如美国专利US6186950中进行了描述,通过引用将其并入本文。

[0034] 来自数字滤波器34的经滤波的回波信号也被耦合到多普勒处理器40,用于多普勒处理,以产生速度和功率多普勒信号。来自这些处理器的输出信号可以被显示为平面图像,并且也被耦合到3D图像处理器42,以用于对三维图像的绘制,所述三维图像被存储在3D图像存储器44中。可以如在美国专利US5720291,以及在美国专利US5474073和US5485842中描述的那样,执行三维绘制,通过引用将这些专利并入本文。用于生成MPR平面的方法是公知的,并且包括将数据从身体的体积区域中的公共平面中的点转换成该平面的超声图像,如

例如在美国专利US6443896 (Detmer)中所描述的,通过引用将其并入本文。

[0035] 来自对比信号处理器38、B模式处理器36和多普勒处理器40的信号,以及来自3D图像存储器44的三维图像信号被耦合到电影回放®存储器48,其存储针对大量超声图像中的每个的图像数据。所述图像数据优选地以集合存储在电影回放存储器48中,每个图像数据集对应于在相应的时间处获得的图像。数据集中的图像数据能够被用于显示参数图像,所述参数图像示出了在心跳期间在相应的时间处的组织灌注。被存储在电影回放存储器48中的图像数据集也可以被存储在永久存储器设备中,诸如磁盘驱动器或数字视频记录器以供以后分析。在该实施例中,图像数据集也被耦合到QLAB处理器50,其中,图像被处理以产生心腔的弯曲中轴并被拉伸以减小如上所述的椭圆形。QLAB处理器还可以处理弯曲MPR图像,以在上面讨论的平面中再现它们,并演示从曲面视图到相同平面的平坦视图渐进变化的动画。QLAB处理器还对图像中解剖结构的各个方面进行量化测量,并通过自动边界跟踪来绘制组织界限和边界,如美国专利公开US2005/0075567和PCT公开W02005/054898中所描述的,所有这些文献通过引用并入本文。这可以通过如美国专利US6491636中描述的全自动方式来完成或者通过在前述的美国专利公开US2005/0075567中描述的辅助自动边界检测来完成,这些文献全部通过引用并入本文。由QLAB处理器产生的数据和图像显示在显示器52上。

[0036] 将理解,可以通过计算机程序指令来实施框图图示的每个框以及框图图示中的框的组合以及本文公开的系统和方法的任何部分。可以将这些程序指令提供给处理器以产生机器,使得在处理器上执行的指令创建用于实施框图的一个框或多个框中指定或针对本文公开的系统和方法所描述的动作的模块。计算机程序指令可以由处理器执行以使得由处理器执行一系列操作步骤以产生计算机实施的过程。计算机程序指令还可以使至少一些操作步骤并行执行。此外,步骤中的一些也可以跨多于一个处理器执行,例如能够出现在多处理器计算机系统中。此外,在不脱离本发明的范围或精神的情况下,还可以与其他过程同时执行一个或多个过程,或者甚至以与所示不同的顺序执行一个或多个过程。

[0037] 计算机程序指令可以存储在任何合适的计算机可读硬件介质上,包括但不限于RAM、ROM、EEPROM、闪存或其他存储器技术、CD-ROM、数字多功能盘(DVD)或其他光存储设备、磁带盒、磁带、磁盘存储设备或其他磁存储设备或可用于存储所需信息并可由计算设备访问的任何其他介质。处理器可以包括诸如微处理器、现场可编程门阵列(FPGA)、集成电路等的硬件。

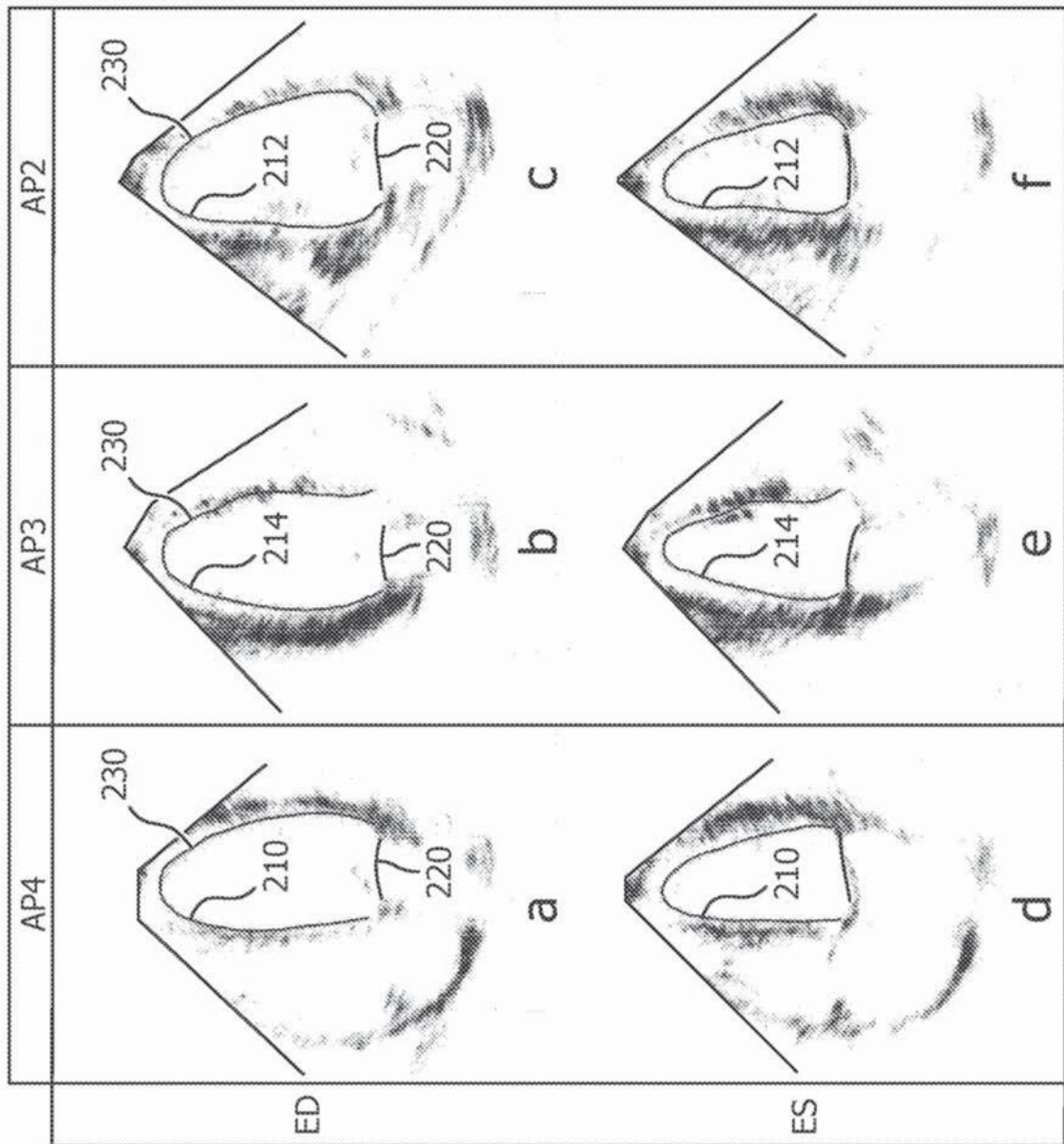


图1

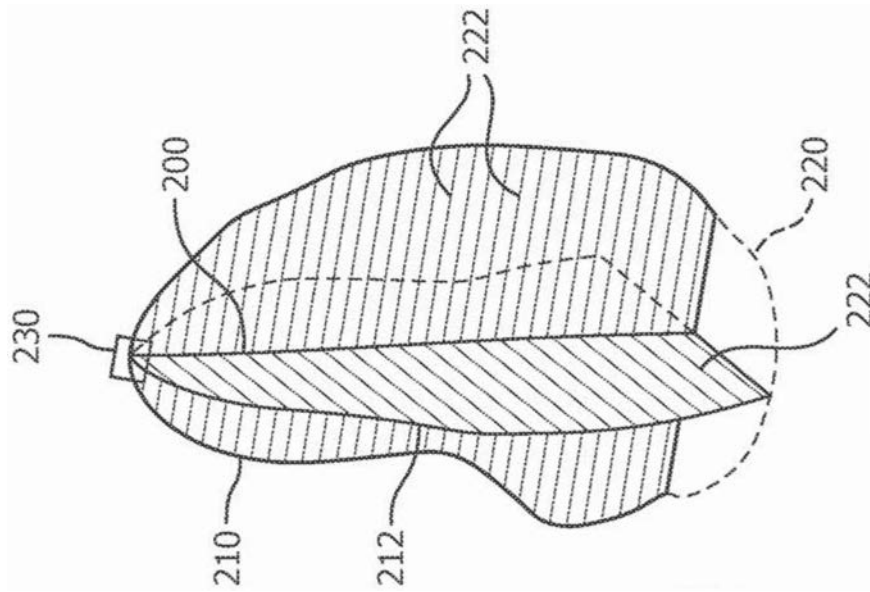


图2a

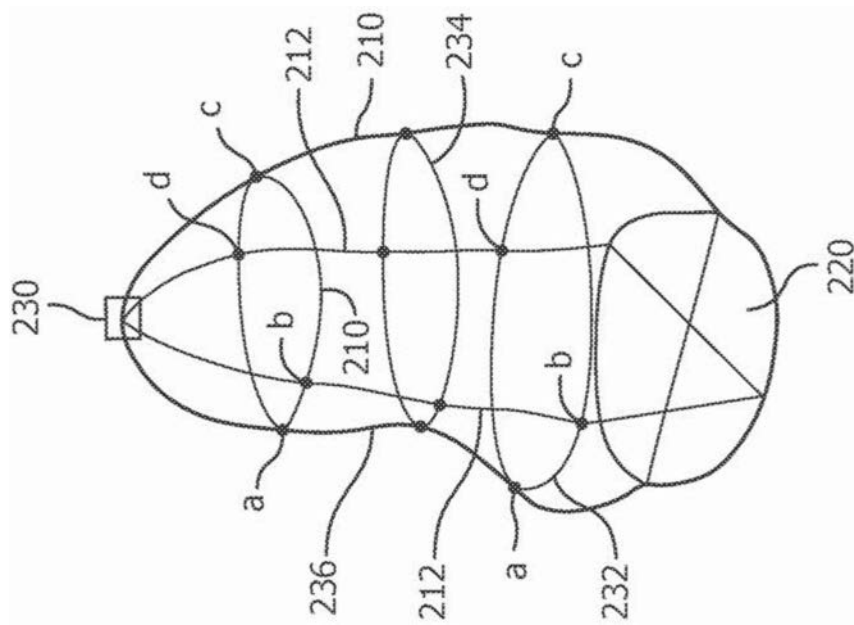


图2b

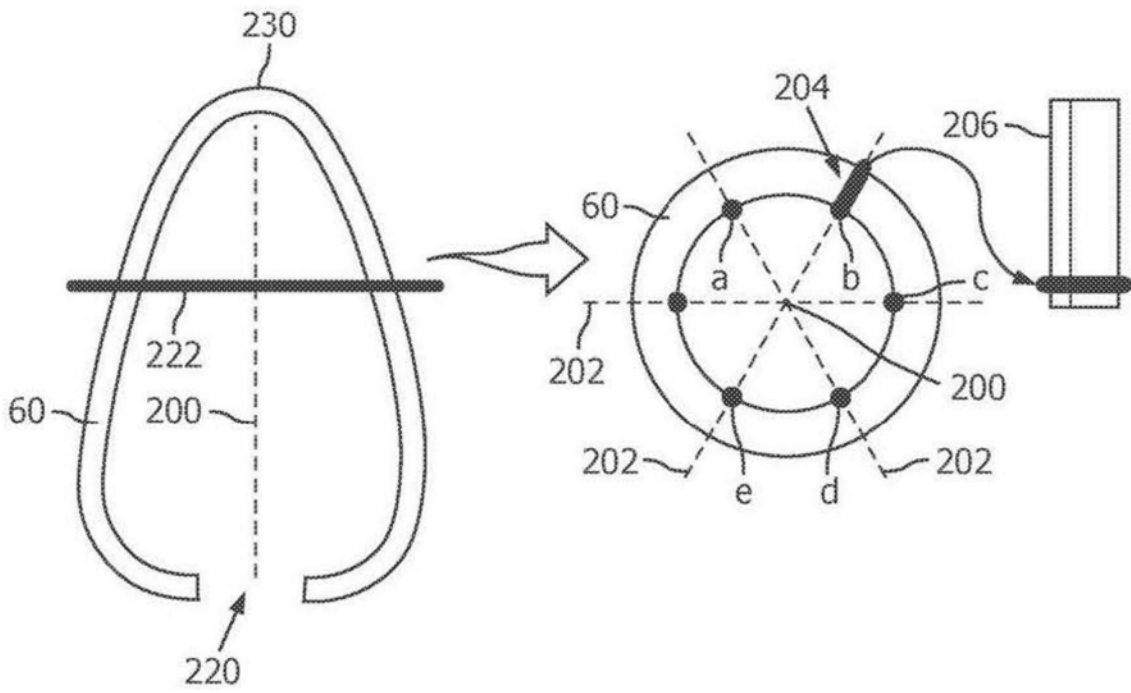


图3a

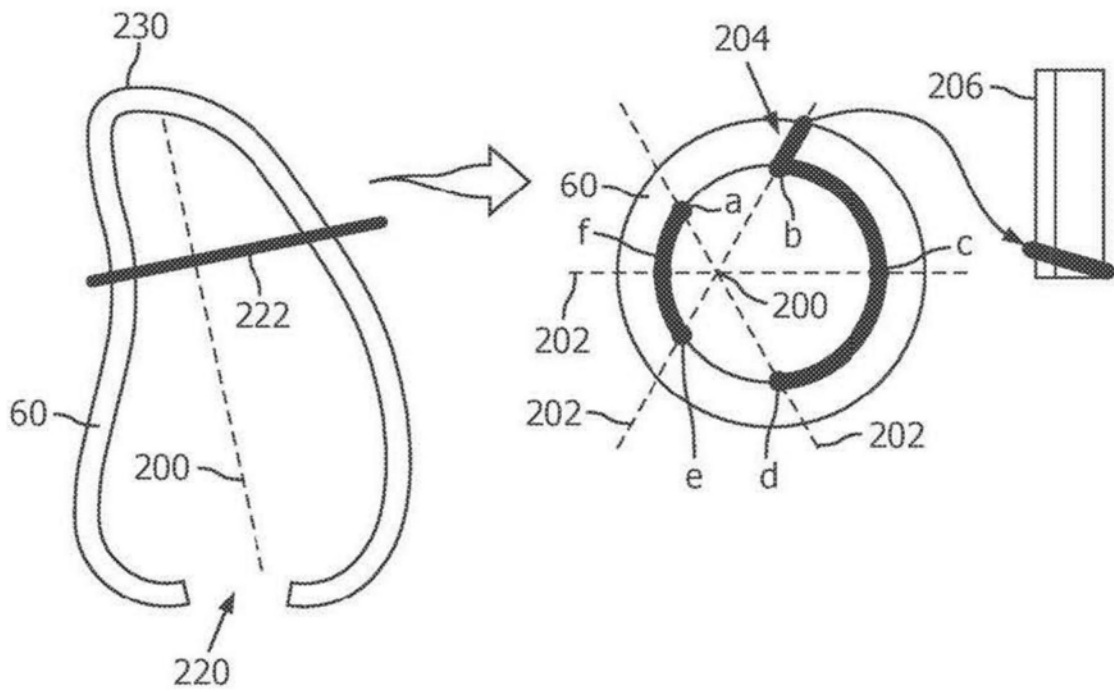


图3b

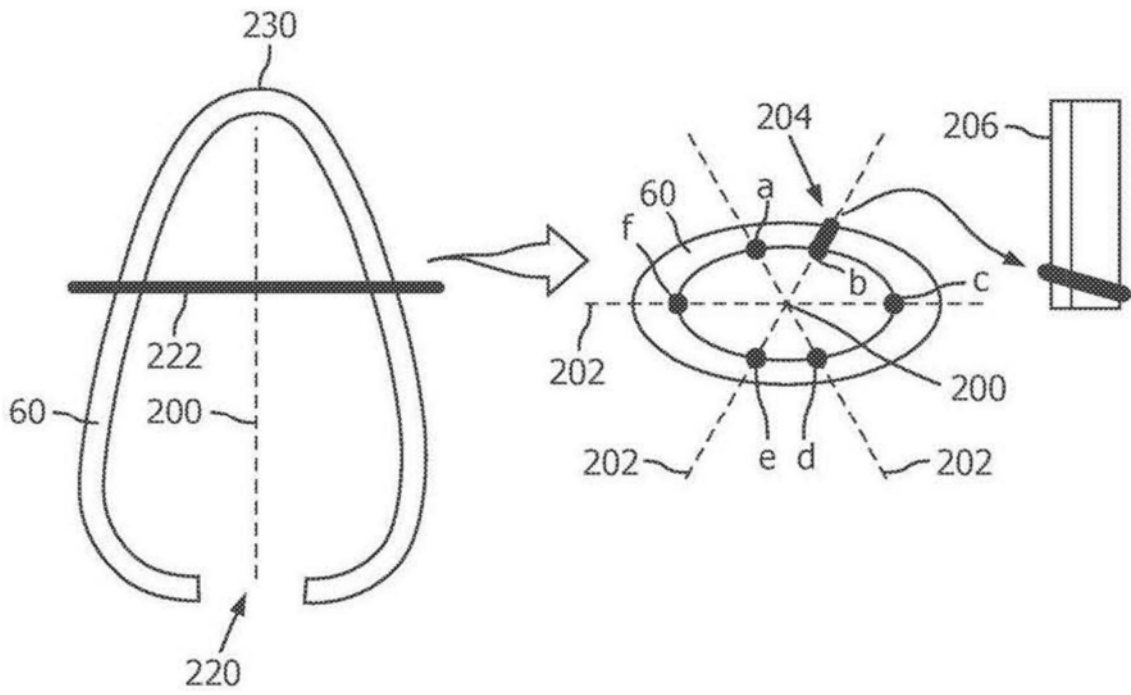


图3c

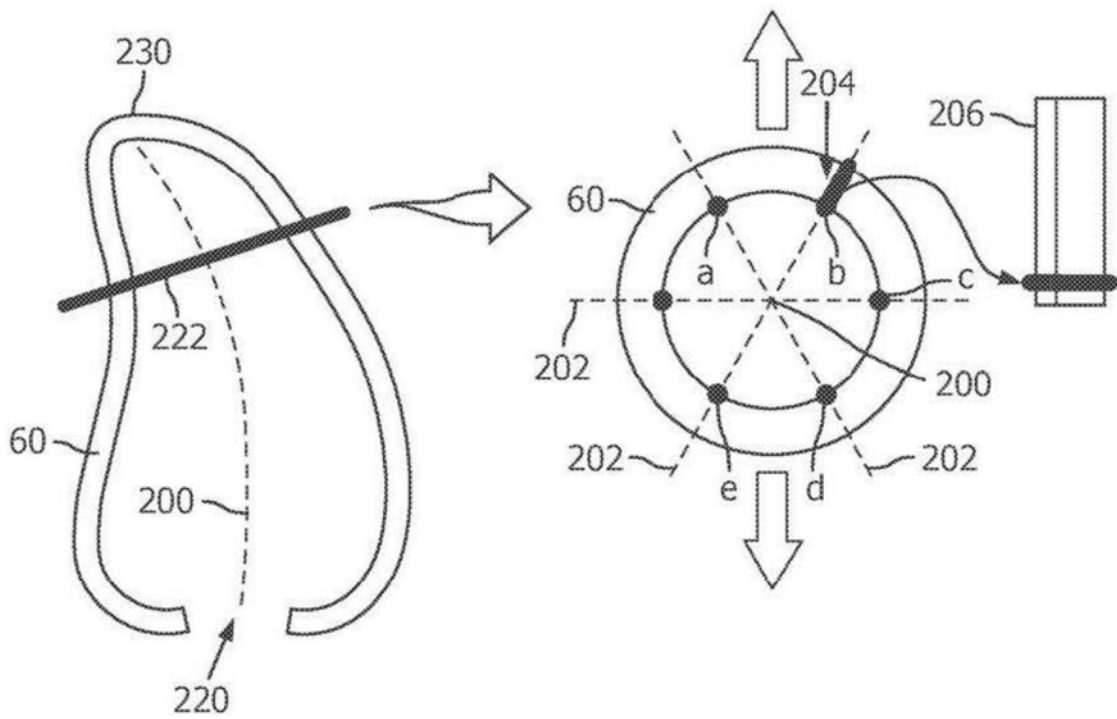


图3d

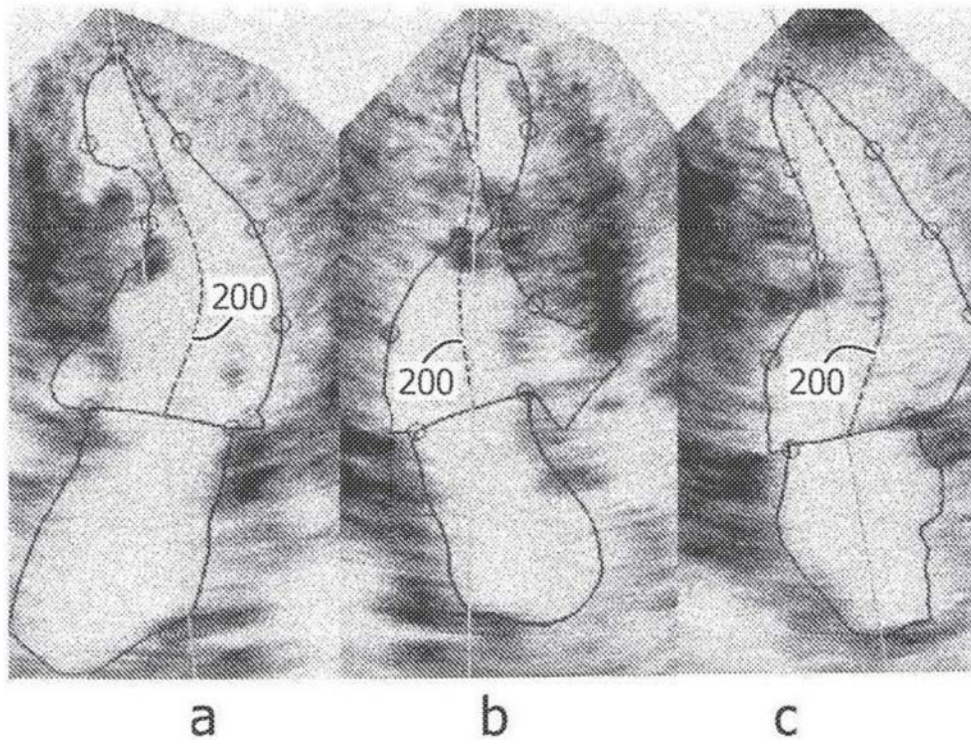


图4

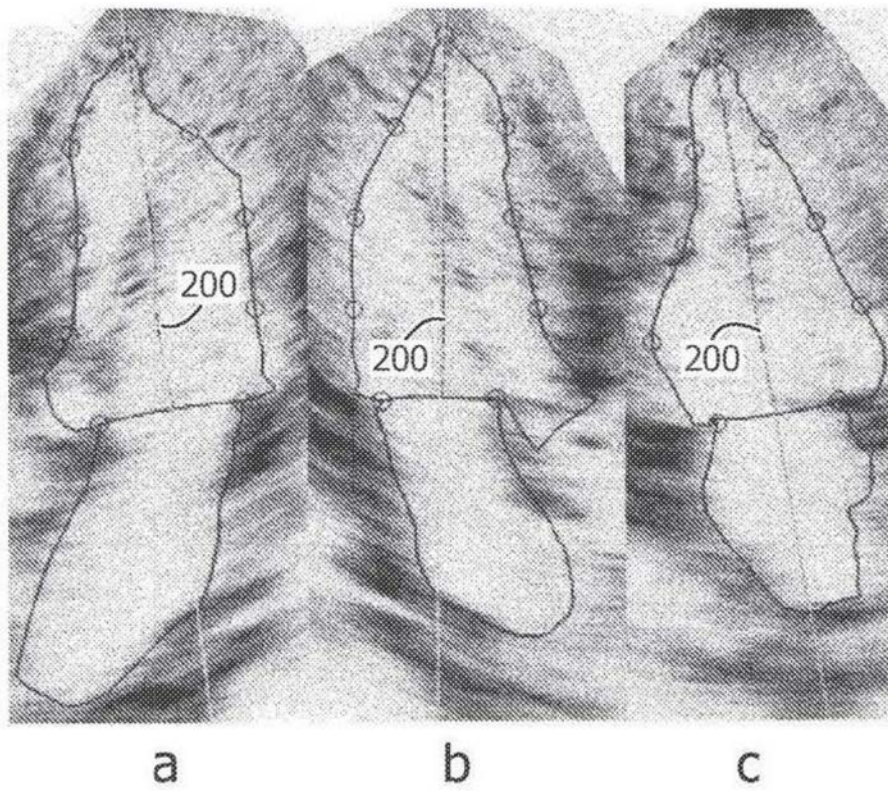


图5

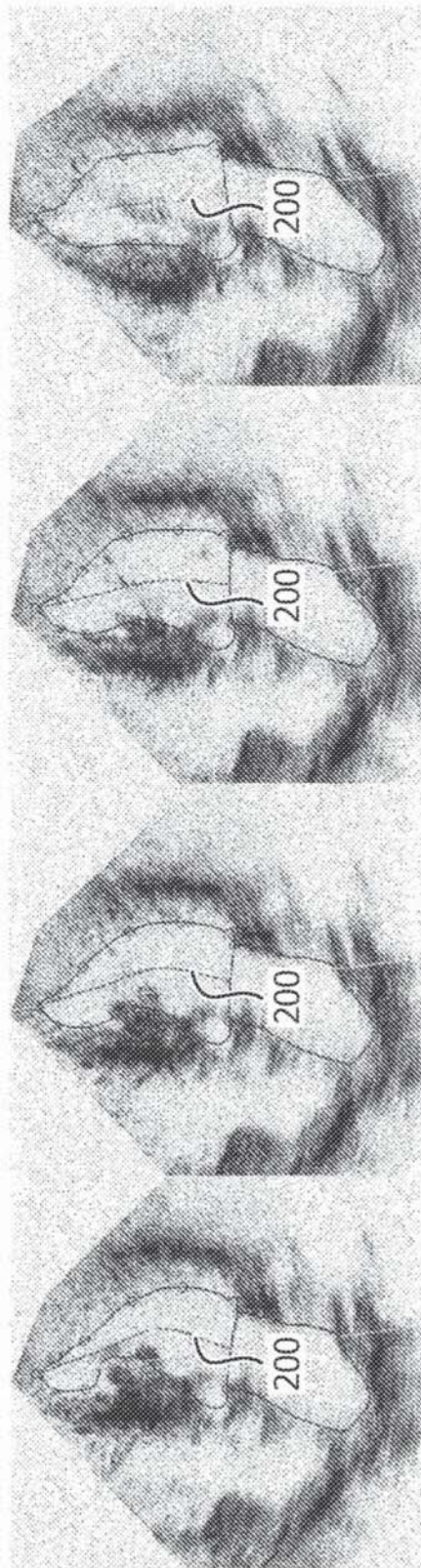


图6

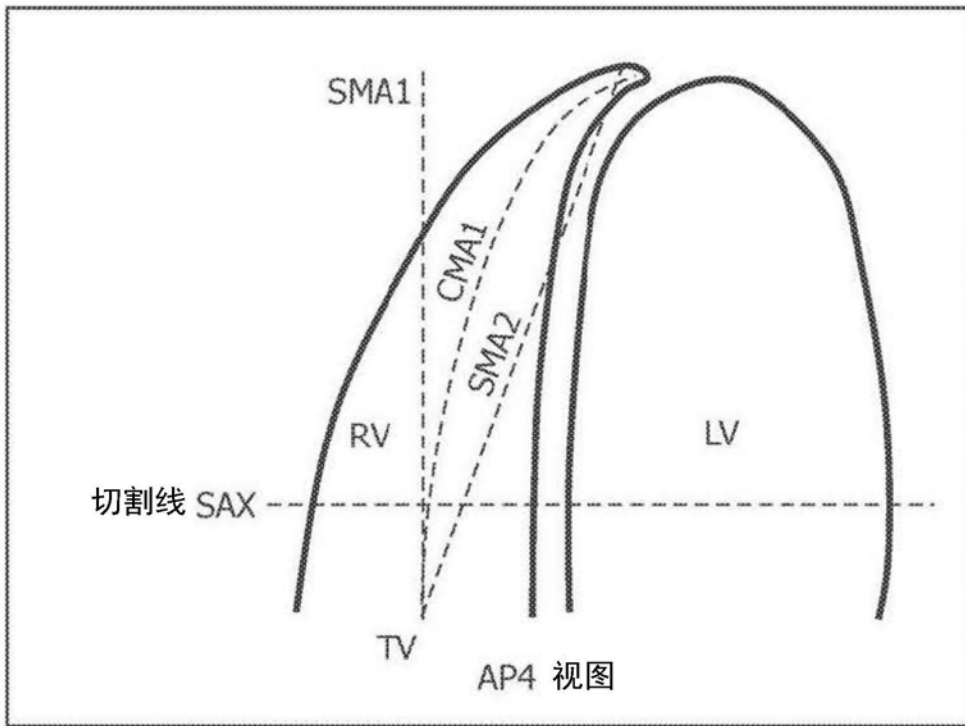


图7a

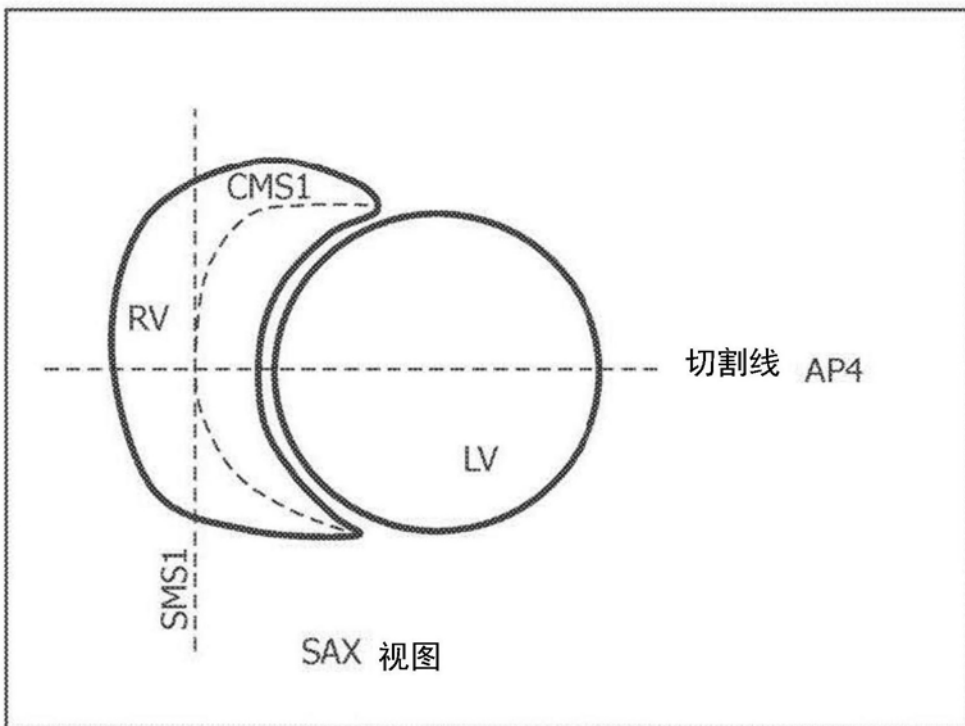


图7b

专利名称(译)	具有中轴弯曲和横向偏心的心脏的超声心脏评估		
公开(公告)号	CN108289655A	公开(公告)日	2018-07-17
申请号	CN201680070762.6	申请日	2016-11-23
[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	SH塞特尔迈尔 D普拉特 RJ施耐德		
发明人	S·H·塞特尔迈尔 D·普拉特 R·J·施耐德		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 G06T7/00		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/466 A61B8/467 A61B8/483 A61B8/52 A61B8/523 A61B8/5269 G06T7/12 G06T7/149 G06T19/00 G06T2207/10136 G06T2207/20096 G06T2207/30048 G06T2207/30172 G06T2210/41 G06T2219/008 A61B8/463 A61B8/5253 G06T13/20 G06T19/20 G06T2219/2021		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	62/261906 2015-12-02 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声成像系统通过将心尖与二尖瓣平面之间的腔室的纵向中轴绘制为均匀间隔在心肌的相对壁之间的曲线来产生左心室的更加诊断性的心脏图像。横向图像平面被定位为与弯曲中轴正交，其中，控制点被定位于短轴视图中在围绕中轴均匀间隔并起源于中轴的线上。如果短轴视图是椭圆形腔室，则横向图像被拉伸以给予心脏更圆的外观，从而得到编辑控制点的更好定位。

