

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780009898.7

[43] 公开日 2009 年 4 月 8 日

[51] Int. Cl.

*A61B 5/107 (2006.01)*

*G06T 7/60 (2006.01)*

*A61B 8/08 (2006.01)*

[22] 申请日 2007.3.13

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 王英

[21] 申请号 200780009898.7

[30] 优先权

[32] 2006.3.20 [33] US [31] 60/784,194

[86] 国际申请 PCT/IB2007/050842 2007.3.13

[87] 国际公布 WO2007/107918 英 2007.9.27

[85] 进入国家阶段日期 2008.9.19

[71] 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

[72] 发明人 I·萨尔戈 M·K·比安基

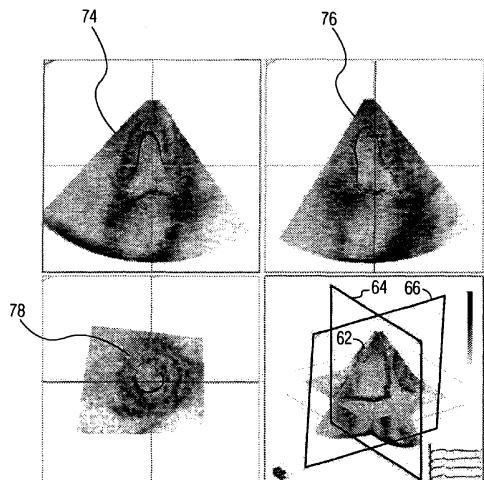
权利要求书 3 页 说明书 9 页 附图 9 页

[54] 发明名称

借助心肌机能的量化的超声诊断

[57] 摘要

说明了一种超声诊断成像系统，其采集包含心肌层的心脏的 3D 数据集。借助于自动或半自动边界检测来识别数据集中的心肌层的心外膜表面和心内膜表面。由所界定的表面产生心肌层的 3D 图像。该 3D 图像示出了心肌层的壁厚度，并可以将其分段为多个已界定区域，为每一个已界定区域做出量化测量。



1、一种超声诊断成像系统，用于以三维方式显示组织，该系统包括：  
待诊断对象的 3D 超声数据集；  
边界处理器，用于识别在该数据集中的所述对象的相对边界；以及  
3D 图像绘制处理器，其响应于所述对象的所述相对边界的识别，产生  
所述对象的 3D 图像，该 3D 图像包含所述对象的厚度尺寸。

2、如权利要求 1 所述的超声诊断成像系统，其中，所述组织包括心脏组织，并且所述对象包括所述心脏的室的心肌层。

3、如权利要求 2 所述的超声诊断成像系统，其中，所述心脏的室包括左心室或右心室或左心房或右心房之中的一个。

4、如权利要求 1 所述的超声诊断成像系统，其中，所述边界处理器包括自动或半自动边界检测处理器。

5、如权利要求 4 所述的超声诊断成像系统，其中，所述组织包括心脏组织，并且所述自动或半自动边界检测处理器用于识别心肌层的心内膜边界和心外膜边界。

6、如权利要求 5 所述的超声诊断成像系统，其中，所述 3D 图像绘制处理器响应于对所述心内膜边界和心外膜边界的所述识别，产生所述心肌层的 3D 图像，该 3D 图像包含心肌厚度。

7、如权利要求 6 所述的超声诊断成像系统，其中，所述 3D 图像绘制处理器还包括用于描绘所述心肌层的分段的模块。

8、如权利要求 7 所述的超声诊断成像系统，还包括量化算法，该量化算法响应于对所述心肌层的分段的所述描绘，来产生所述心肌层的分段的

---

量化测量值。

9、如权利要求 8 所述的超声诊断成像系统，其中，所述量化测量值是所述心肌层的分段的厚度。

10、如权利要求 8 所述的超声诊断成像系统，其中，所述量化测量值是所述心肌层的分段的速度、方向、所经过的距离、应变、应变率、变厚或灌注特性之中的至少一种。

11、如权利要求 1 所述的超声诊断成像系统，其中，所述对象的所述 3D 图像还包括对所述对象的分段的描绘；

并且还包括与所述段相对应的定量测量值的显示。

12、如权利要求 1 所述的超声诊断成像系统，还包括用于半透明地显示所述对象的所述 3D 图像的模块。

13、如权利要求 1 所述的超声诊断成像系统，还包括用于以横截面方式显示所述对象的所述 3D 图像的模块。

14、如权利要求 1 所述的超声诊断成像系统，其中，所述对象的所述 3D 图像还包括所述对象的分段的描绘；

还包括用于以所述分段的分解图的方式显示所述对象的所述 3D 图像的模块。

15、如权利要求 1 所述的超声诊断成像系统，其中，所述组织包括心脏组织；

并且还包括产生心动周期期间所述心脏的一系列 3D 图像，用以进行实时显示。

16、一种方法，用于以超声方式显示具有内表面和外表面的器官的至

少一部分，该方法包括：

采集器官的至少一部分的3D数据集，该3D数据集包括该器官的所述内表面和所述外表面的至少一部分；

借助于边界检测，识别所述内表面和所述外表面；

响应于对所述内表面和所述外表面的所述边界检测，绘制所述器官的所述至少一部分的3D图像，该3D图像包含在所述内表面和外表面之间的厚度尺寸。

17、如权利要求16所述的方法，其中，所述器官包括心脏，并且所述部分包括心肌层，

其中，采集步骤还包括采集心动周期期间的多个3D数据集；

其中，识别步骤还包括识别所述心肌层的心内膜表面和心外膜表面；并且

其中，绘制步骤还包括绘制包含心肌厚度的所述心肌层的3D图像。

18、如权利要求17所述的方法，还包括：

识别所述心肌层的所述3D图像的分段；并且

产生所识别的分段的量化测量值。

## 借助心肌机能的量化的超声诊断

### 技术领域

本发明涉及医学诊断超声系统，具体的，涉及执行心肌机能的定量诊断的超声系统。

### 背景技术

对于心脏诊断很重要的参数之一是心壁运动。在健康的心脏中，左心室（LV）的整个心肌壁强有力的运动，并且与将血液泵入身体血管系统的每一个收缩期的收缩相一致。一些生理因素能够影响该心肌运动。一个因素是对心肌层的血液供应。当患者遭受心脏病发作时，冠状动脉树中的血液流动受阻。没有血液营养供应的心肌层区域会坏死，并受损或梗塞。心壁的梗塞区域不再能够与周围心脏肌肉一起收缩，因为这部分肌肉变得无活性了。通过仔细观察心脏壁运动，能检测到梗塞的心肌层。已经开发了一种评分系统，通过该系统，对于心内膜的分段（segment）或区域，针对其运动而为其定量地打分。这种定量测量值能够帮助心脏病专家确定梗塞的影响和范围。

影响心肌运动的另一个因素是刺激心脏运动的电信号的同步性。刺激心肌收缩的自主性神经系统的电信号应该以一致的顺序传递到心肌层的全部区域，以便整个心肌层同时收缩。通过观察心脏壁不同区域的运动的相对时序，能够评定这个同步性。在一次完整的心动周期期间，能够对 LV 壁的不同区域做出定量的速度测量。通过比较不同速度的运动的发生时刻，能够检测到心脏同步性的异常情况。这种诊断能够导致借助于心脏再同步疗法的治疗。

影响心脏壁运动的再另一个因素是壁厚度。医生常常想要观察并测量在各个位置上的心脏壁厚度，并确定是否能将观察到的厚度差别与心肌层的运动特性相关联。通常，仅对心脏壁的可疑区域做出这种观察。然而，所希望的是获得心脏壁厚度的完整记录，其能够与心脏壁运动的同等完整

记录相关联。还希望以图形化的直观方式呈现这个记录，并且想要的话，还具有壁增厚情况的定量测量。

## 发明内容

根据本发明的原理，说明了用于产生心肌层的三维模型的一种诊断超声系统和方法。在以下所示的实例中，将三维心肌模型进行分段，每一个分段区域都描绘了在该区域的心脏壁厚度。可以用颜色定性地显示厚度或者定量地显示厚度。如果想要的话，还可以描绘壁的分段的运动。还可以用二维表现方式来显示所描绘的信息，例如极区图或靶心图（bulls-eye chart）。在以下说明的实例中，通过对心脏的 3D 数据集的自动边界检测，来自动产生心肌层的三维表示。

## 附图说明

在附图中：

图 1 以框图形式示出了根据本发明的原理而构建的超声诊断成像系统。

图 2 示出了根据左心室的 3D 数据集产生的三维图像和两个平面图像。

图 3a、3b 和 3c 示出了用自动边界检测来界定左心室的心内膜边界。

图 4 示出了在心脏舒张期末端时的左心室的 3D 数据集的图像上的心内膜边界的跟踪和左心室室体积模型的产生。

图 5 示出了在心脏收缩期最高点时的左心室的 3D 数据集的图像上的心内膜边界的描绘图和左心室的室体积模型的产生。

图 6 示出了在一个心动周期期间，根据室体积的变化所计算的分段的射血分量的显示。

图 7 示出了心肌层的心外膜壁和心内膜壁的跟踪。

图 8 示出了根据本发明的原理而产生的心肌层的三维表示。

图 9 是根据本发明的原理而产生的心肌层的分段的三维表示的分解图。

图 10 示出了心肌层的三维表示的一个分段及其心脏室体积的相应分段。

图 11 示出了心肌层的三维表示的弧形分段及其心脏室体积的相应分段。

图 12 是心肌层的三维表示的两个完整圆周的分段的分解图及其心脏室体积的相应分段。

## 具体实施方式

首先参考图 1, 以框图形式显示了根据本发明的原理而构建的超声诊断成像系统。超声探头 12 包括多个超声换能器组成的阵列 14, 所述超声换能器发射并接收超声脉冲。该阵列可以是用于二维成像的一维直线或曲线阵列, 或者可以是用于三维中的电子束控制的换能器元件的二维矩阵。优选的, 使用二维阵列探头来采集以下所述的三维数据集和图像。阵列 14 中的超声换能器发射超声能量, 并接收响应于这个发射而返回的回声。发射频率控制电路 20 通过耦合到阵列 14 中的超声换能器上的发射/接收 (“T/R”) 开关 22, 将超声能量的发射控制在预期的频率或频段上。激活换能器阵列以发射信号的时间可以与内部系统时钟 (未示出) 同步, 或者可以与某种身体机能同步, 例如心动周期, 由 ECG 设备 26 为其提供心动周期波形。当心跳处于由 ECG 设备 26 提供的波形所确定的心动周期的预期阶段时, 就命令探头采集超声图像。由发射频率控制电路 20 所产生的超声能量的频率和带宽受到由中央控制器 28 产生的控制信号  $f_r$  的控制。

来自所发射的超声能量的回声由阵列 14 中的换能器接收, 所述换能器产生回声信号, 当系统使用数字波束成形装置时, 所述回声信号通过 T/R 开关 22 耦合到模数 (“A/D”) 转换器 30 并被其数字化。也可以使用模拟波束成形装置。A/D 转换器 30 按照由中央控制器 28 产生的信号  $f_s$  控制的采样频率来采样所接收的回声信号。由采样理论规定的预期采样速率至少是所接收的通频带的最高频率的两倍, 可以是在至少 30-40MHz 数量级。高于最小要求的采样速率也是合乎需要的。

波束成形装置 32 延迟来自阵列 14 中各换能器的回声信号采样, 并对其进行求和, 以构成相干回声信号。对于用二维阵列进行 3D 成像而言, 优选的, 将波束成形装置在如美国专利 6,013,032 (Savord) 和美国专利 6,375,617 (Fraser) 所述的、位于探头中的微波束成形装置与位于系统主机中的主波束成形装置之间进行划分。随后由数字滤波器 34 对数字相干回声信号进行滤波。在这个实施例中, 分别控制发射频率和接收器频率, 以便波束成形

装置 32 能够自由地接收与发射频带不同的频带，例如谐波频带。数字滤波器 34 对信号进行带通滤波，还可以将该频带移动到较低的或基带频率范围。所述数字滤波器例如可以是在美国专利 No.5,833,613 中公开的滤波器类型。经滤波的、来自组织的回声信号从数字滤波器 34 耦合到 B 模式处理器 36，以进行常规的 B 模式处理。

将经滤波的、造影剂（例如微气泡）的回声信号耦合到对比信号处理器 38。造影剂常常用于更清晰地描绘与心室的血池中的造影剂相关的心内膜壁，或者例如按美国专利 6,692,438 中所述的，执行心肌层的微脉管系统的灌注研究。对比信号处理器 38 优选地借助脉冲倒置技术分离从谐波造影剂返回的回声，在该技术中，将由于到某个图像位置的多个脉冲发射而产生的回声进行合并，来消除基本信号成分，并提高谐波成分。例如，在美国专利 6,186,950 中描述了一种优选的脉冲倒置技术。

来自数字滤波器 34 的经滤波的回声信号还耦合到多普勒处理器 40，用于进行常规多普勒处理，以产生速度和功率的多普勒信号。可以将来自这些处理器的输出信号显示为平面图像，还可以将这些信号耦合到 3D 图像处理器 42，用于进行三维图像的绘制，将三维图像存储在 3D 图像存储器 44 中。可以按美国专利 5,720,291、美国专利 5,474,073 和美国专利 5,485,842 中所述的来执行三维绘制，这些文献全部合并于此作为参考。

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 的三维图像信号耦合到 Cineloop® 存储器 48，其存储大量超声图像中的每一个的图像数据。优选的，将图像数据按组存储在 Cineloop 存储器 48 中，每一组图像数据都与在相应时刻获得的图像相对应。在一个组中的图像数据可以用于显示参数图像，所述参数图像示出了在心跳过程中的相应时刻的组织灌注。也可以将存储在 Cineloop 存储器 48 中的图像数据组存储在永久存储设备中，例如磁盘驱动器或数字录像机，用于以后的分析。在这个实施例中，图像还耦合到 QLAB 处理器 50，在 QLAB 处理器 50 中，按如下所述的对图像进行分析并产生心肌层的三维表示。QLAB 处理器还在图像中做出解剖学各方面的定量测量，并借助于如在美国专利公开 no.2005-0075567 和 PCT 公开 no.2005/054898 中所述的自动边界跟踪来描绘组织界线和边界。将由 QLAB 处理器产生的数据和图像

显示在显示器 52 上。

QLAB 处理器能够允许用户界定二维平面或三维图像的切面。图 2 示出了由 QLAB 处理器 50 产生的象限显示，其在右下象限 60 中显示绘制的 3D 图像。示出的 3D 图像 62 是心脏图像。用户能够操作超声系统的控制，以在 3D 图像 62 上移动并设置三个图像平面，并且在显示器的其他象限中显示这些图像平面的 2D 图像。在这个实例中，设置图像平面 64 以产生纵向图像 74，设置图像平面 66 以产生纵向图像 76，设置横向平面 68 以产生横向图像 78。依据被这些图像平面设置所切割（定址）的 3D 图像的 3D 数据集的体素值来产生这些图像。在 2D 图像 74、76 和 78 上画出的线示出了各个图像平面与 3D 图像 62 的其他图像平面的相交线。

QLAB 处理器能够跟踪图像中组织结构的边界或界线。可以如美国专利 6,491,636 中所述的，借助于全自动模块来执行该操作，或者借助于如前述美国专利公开 no.2005-0075567 中所述的辅助自动边界检测来执行它。通过首先选择显示了要跟踪的边界的图像来执行后一技术。图 3a、3b 和 3c 示出了 LV 图像，在 LV 图像中跟踪 LV 的边界。用户采用通常位于超声系统控制面板上的、诸如鼠标或轨迹球之类的定点设备，或者采用用以在图像上操纵光标的工作站键盘，在图像中指定第一界标。在图 3a 的实例中，指定的第一界标是中间二尖瓣环（MMA）。当用户点击图像中的 MMA 时，图形标记显现，例如图中以数字“1”指示的白色控制点。用户随后指定第二界标，在这个实例中是横向二尖瓣环（LMA），用由图 3b 中的数字“2”指示的第二白色控制点来标记它。由 QLAB 处理器产生的直线随后自动连接这两个控制点，在左心室的这个纵向视图的情况下，其表示二尖瓣平面。用户随后将指针移动到心内膜顶点，它是左心室腔内的最高点。随着用户将指针移动到图像中的该第三界标，左心室心内膜腔的模板形状动态地跟随着光标，随着指针寻找室的顶点而变形及伸展。在图 3c 中显示为白线的这个模板由第一和第二控制点 1 和 2 固定，并穿过第三控制点，在用户在顶点上点击指针、设置了第三控制点 3 时，所述第三控制点就位于顶点处。当被定位之后，该心内膜腔模板提供对心内膜的近似跟踪，如图 3c 所示。在图 3c 的实施例中，平分左心室的黑线随着指针接近并标明顶点而跟随着所述指针。将这条黑线固定在表示二尖瓣平面的线的中点与左心室顶点之

间，实质上表明了在二尖瓣的中心与该腔的顶点之间的中心线。在商业实施中，QLAB™ 处理器是从 Philips Medical Systems of Andover, MA 而来的、可利用的机载超声系统或离线工作站形式。

将这些或其他边界跟踪技术用于 LV 腔，如在图 4 的图像的上方象限中所示的。QLAB 系统将相同技术用于 3D 图像 62 的其他平面（未示出）。可以通过围绕其相交线 80 以角度递增的方式移动 2D 图像平面 64、66，来选择这些其他平面，并使用相邻边界跟踪的位置知识来自动画出当前图像中的边界，如在前述的美国专利 6,491,636 中所述的。LV 的纵向平面的这些边界可以在横向平面中相互连接，用于描绘横向图像中的心内膜边界，如图 4 的左下象限中所示的。

在这个实例中，当心脏在心脏舒张期末端时，做出对边界的初始跟踪。在心脏舒张期末端，心脏完全舒张。通过用超声系统的轨迹球或其他定点设备对图 2 和 4 中所示的图像序列中的连续图像进行浏览，来找到心动周期的这个阶段。通过 3D 图像右下角象限中的 ECG 迹线 82 来帮助定位该心脏舒张期末端图像。在定位了该心脏舒张期末端图像之后，如前所述地跟踪 LV 边界。

在跟踪了心脏舒张期末端的边界之后，用户对该心动周期中的图像进行浏览，以寻找如图 5 所示的峰值心脏收缩图像。如图 5 所示，随后为峰值心脏收缩的图像集画出心内膜边界。这是心动周期中 LV 最完全收缩的点。通过定义心脏体积的这两个极限，QLAB 处理器跟踪心动周期的其他 3D 数据集中的 LV 的边界，如前述美国专利 6,491,636 中所述的。由于现在在整个心动周期上在三维中界定了心内膜边界，现在可以以三维形式显示 LV 的体积，如在图 6 的 QLAB 屏幕快照中由室体积 90 所示的。通过前述的边界跟踪已经描绘了体积 90 的外表面。可以重放该完整的心动周期，在整个心动周期中体积 90 动态地变化，并且随着由心肌层的每一次收缩和扩张造成的 LV 的收缩和扩张，体积 90 连续地收缩和扩张。这个动态序列可以在任何时间停止，并且将会如图 6 所示的出现。在另外三个象限中所显示的动态移动的平面和跟踪会在停止体积 90 的同时停止，图示出了在心动周期的同一时刻在这些平面中所跟踪的心内膜。由于体积 90 是 LV 中的血液体积，因此在心脏舒张期末端的体积与心脏收缩期末端的体积之间的差

值就是射血分数。在这个实例中，还将体积 90 分段为不同的彩色楔形体。在图形 90 中以不同阴影来显示每一个楔形体的外侧。每一个楔形体都是在体积 90 的外表面与体积的中心线之间的饼形体积分段。可以在图表中，例如紧邻着体积 90 显示的靶心图 92 中显示这些体积分段的瞬时的及变化的尺寸，其中，每一分段都包含如图 6 所示的、在动态显示停止时刻体积分段的数值。还由 QLAB 系统图形化地显示这些体积分段的变化值。在屏幕底部的曲线 96 示出了这些体积分段中每一个在完整心动周期中的变化，其中这些体积分段组成了左心室的完整心室体积。优选的，显示 96 的每一条曲线都用不同颜色标记为体积 90 中的与该曲线相对应的楔形体的末端表面的颜色，从而易于示出这种对应性。

根据本发明的原理，QLAB 处理器 50 还能够如图 7 所示的跟踪心肌层的心外膜边界。能够在从图 3a、3b 和 3c 示出的心内膜识别步骤开始的连续处理过程中进行该心外膜边界跟踪。依据如此界定的心内膜边界，用户将光标移动到心外膜顶点，即心肌层外表面的最高点。用户随后点击该心外膜顶点，并设置标记为“4”的第四控制点。如图 7 所示，随后自动出现第二迹线，其近似地描绘了心外膜边界。由图 7 中外围白色边界线显示的这个第二迹线也由第一和第二控制点固定，并穿过在心外膜顶点上设置的第四控制点。这两条迹线是心肌边界的近似轮廓线。

作为最终的步骤，用户会想要调整图 7 所示的迹线，以使其精确地描绘出心肌层边界的轮廓。在图中显示为“+”符号的多个小控制点位于每一条迹线的周围。这些小控制点的数量和间距是设计选择，或者可以是用户能够设定的变量。用户能够指向这些控制点或其附近，点击并拖动轮廓线，以便更精确地描绘心肌边界。伸展或拖动边界的这个过程被称为“橡皮带 (rubberbanding)”，并在前述 6,491,636 专利中更充分地进行了描述，特别参考了该专利的图 9。作为橡皮带式调整的可选方案，在更复杂的实施例中，借助于使用了在近似组织边界上及其附近的像素的亮度信息的图像处理，可以将该近似边界自动调整为图像边界。当完成时，通过包围图像中心肌层的像素，边界能够精确地描绘出心肌层的界线。

根据本发明的原理，如以前在图 4 和 5 中针对心内膜所示出的，在整个完整的 3D 图像数据集以及整个心动周期中确定心内膜和心外膜的边界。

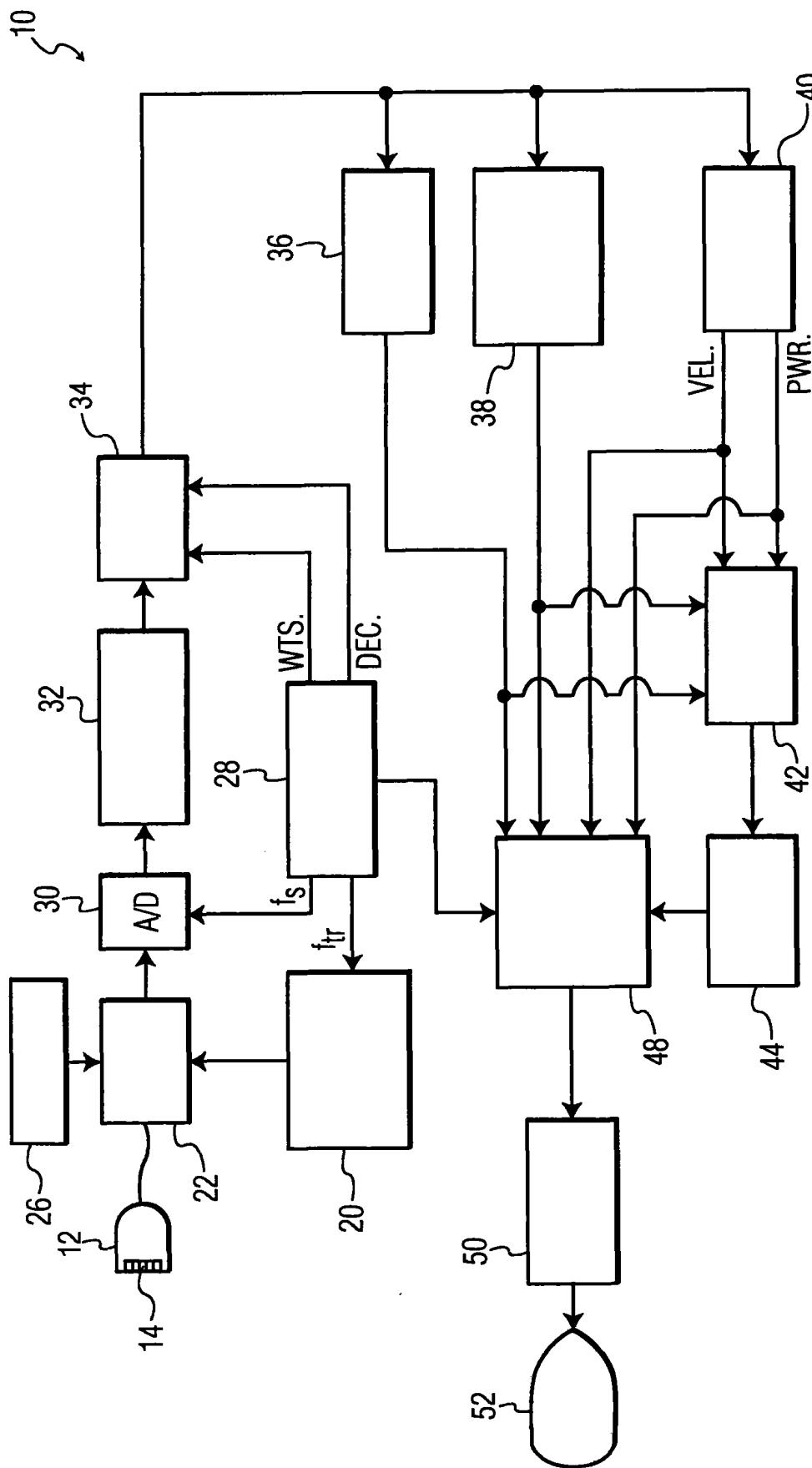
所确定的心内膜边界界定了心肌层的内表面，所确定的心外膜边界界定了心肌层的外表面。对这两个表面的坐标使用 3D 绘制算法，以产生如图 8 所示的心肌厚度体积图像 100。在这个实例中，图 8 中的心肌厚度体积图像 100 外表上类似于图 6 的室体积 90。然而，心肌厚度体积 100 是中空的，内部的空腔是心肌层内心室的体积（室体积 90）。能够实时重放心动周期的心肌体积数据集，允许用户观察在完整心动周期期间心脏肌肉中的变化。在这个实例中，在图像处理期间将心肌厚度体积 100 进行分段，每一个分段都由特定颜色或阴影来描绘。然后，借助于例如用于计算在每一分段的所界定的内部边界和外部边界之间的平均距离的算法，来分别对所确定的分段进行评分或量化，这产生了每一分段的心肌壁厚度的测量值。例如，可以在靶心图 102 中显示这些测量值，其中靶心图 102 所具有的分段对应于心肌体积的 3D 分段。靶心图的每一分段中的数字可以表明在相应 3D 分段的壁厚度中的瞬时值或变化。还可以使测量值显示为表示分段的运动特性，例如在心跳期间的速度、方向或经过的距离，或应变或应变率。还可以表示分段的灌注特性的量化值。由于可以按照不同的观察方向连续地执行绘制算法，因此用户可以在屏幕上旋转心肌厚度体积 100，停止或开始其动态运动，如美国专利 5,720,291 中所述的半透明地观察该体积，在不同截面视图中观察体积，或对分段进行测量。这样，可以保存患者心肌机能的完整参考，并用于进一步的诊断。

图 9 是图 8 的心肌厚度体积 100 的分解图。这个视图示出，厚度体积 100 的每一分段都表示心肌层的一部分，并且厚度描绘了在采集用于产生该体积图像的 3D 数据集的时刻、心肌层的实际瞬时厚度。

图 10 示出了室体积 90 的分段如何装入到心肌厚度体积 100 的分段内。在这个实例及随后的实例中，为了易于图示说明，将室体积的分段和心肌体积的分段定义为是彼此对齐的。图 10 以与心脏内的室体积（血池）的相应分段 94 部分分解式分离的方式显示了心肌分段 104。在这个实例中，楔形室体积段 94 在左侧楔形的尖端处的心室中心线上终止。

图 11 示出了由心肌分段 104 和室体积分段 94 构成的半圆周的相同的对齐情况。在这个图示中，如在 PCT 公开 no.2005/054898 中所述的，将室体积分段显示为半透明的。

图 12 是本发明的心肌显示的另一个实例，其中，以部分分解图方式显示了心肌体积的两个完整圆周的分段 104，室体积的分段 94 位于内部。在这个实例中，以不同阴影显示了这两个体积的分段。在构成的实施例中，以不同颜色标记显示多个分段。对于本领域技术人员而言，易于想到用于呈现本发明的心肌体积显示的其它使用和技术。会认识到，各种超声技术都可以用于采集 3D 数据集来实现本发明，包括：B 模式、对比法和组织的多普勒采集模式。上述的技术同样可以用于评价心脏的其它室的机能，例如右心室。本发明的技术还可用于除心脏之外的其他组织和器官。例如，可以利用本发明性技术来分析在血管中包含可能的堵塞的血管的壁厚度。



1

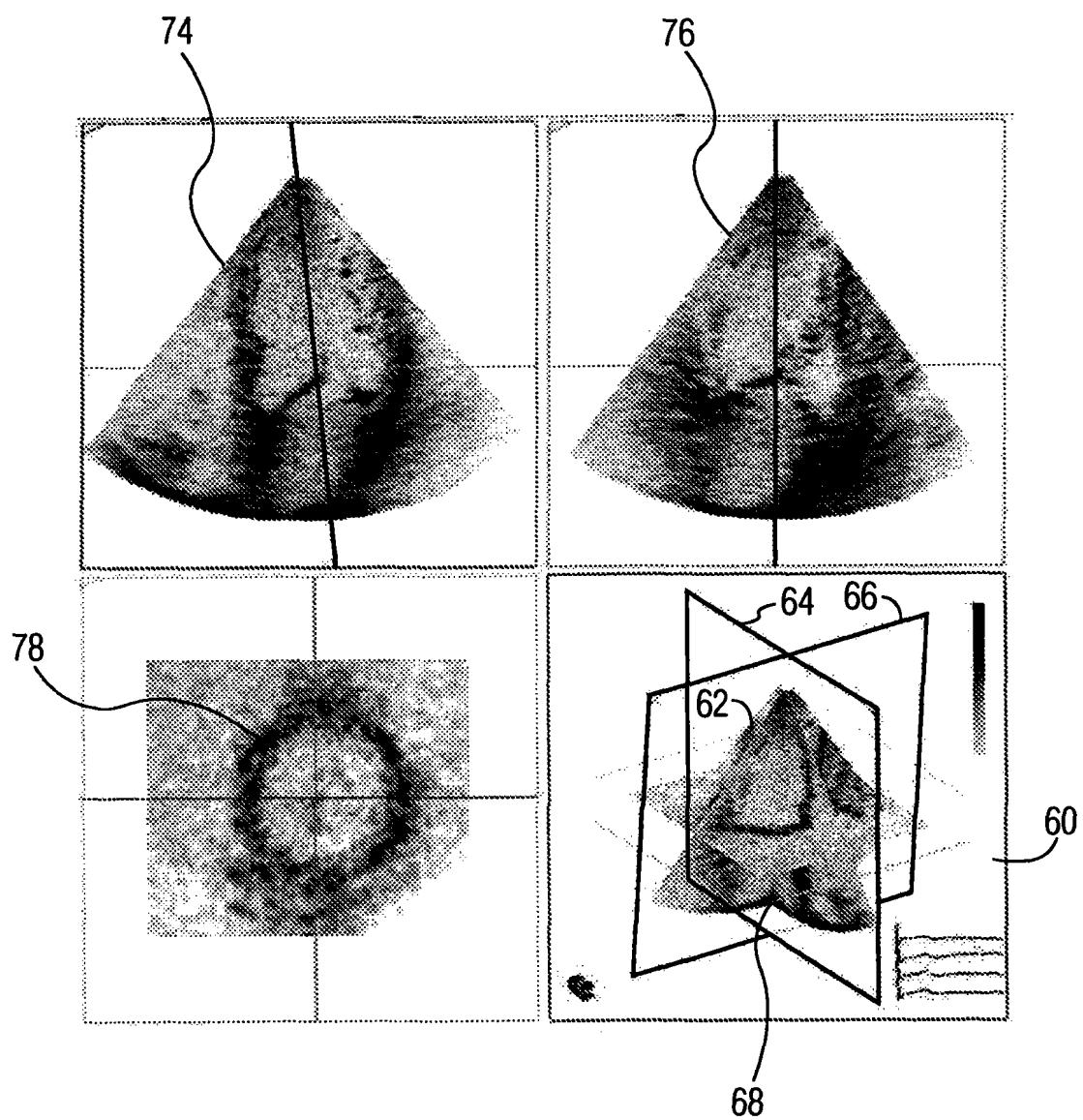


图2

图3C

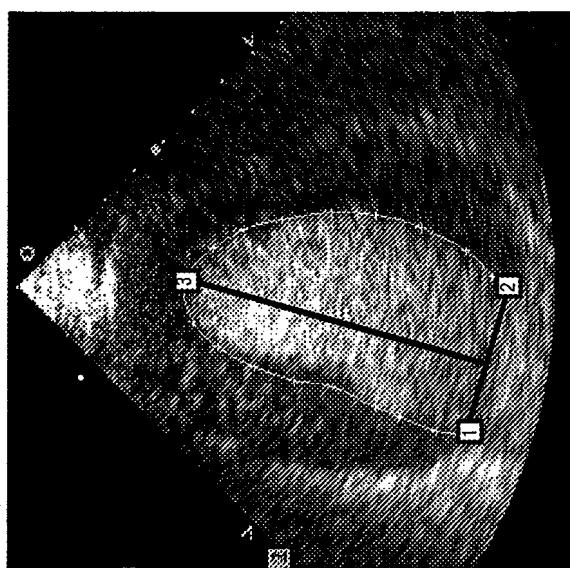


图3B

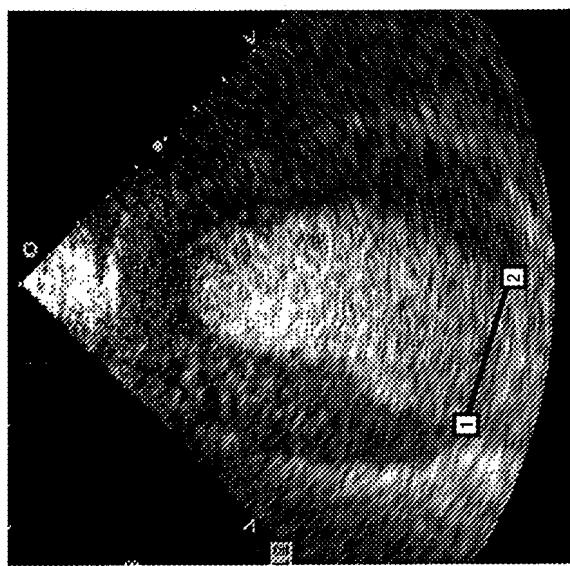
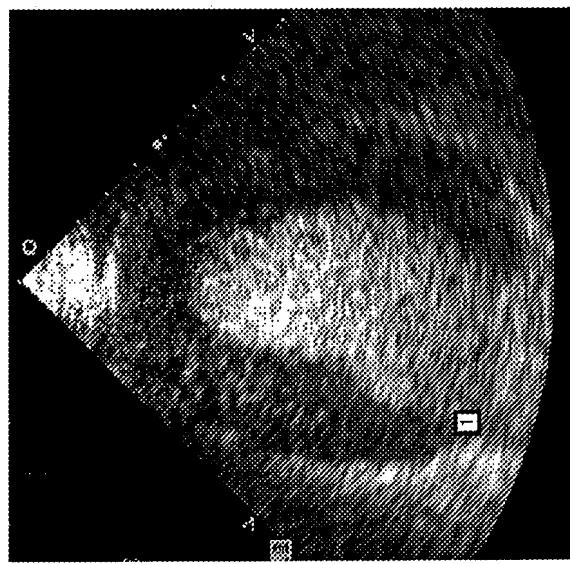


图3A



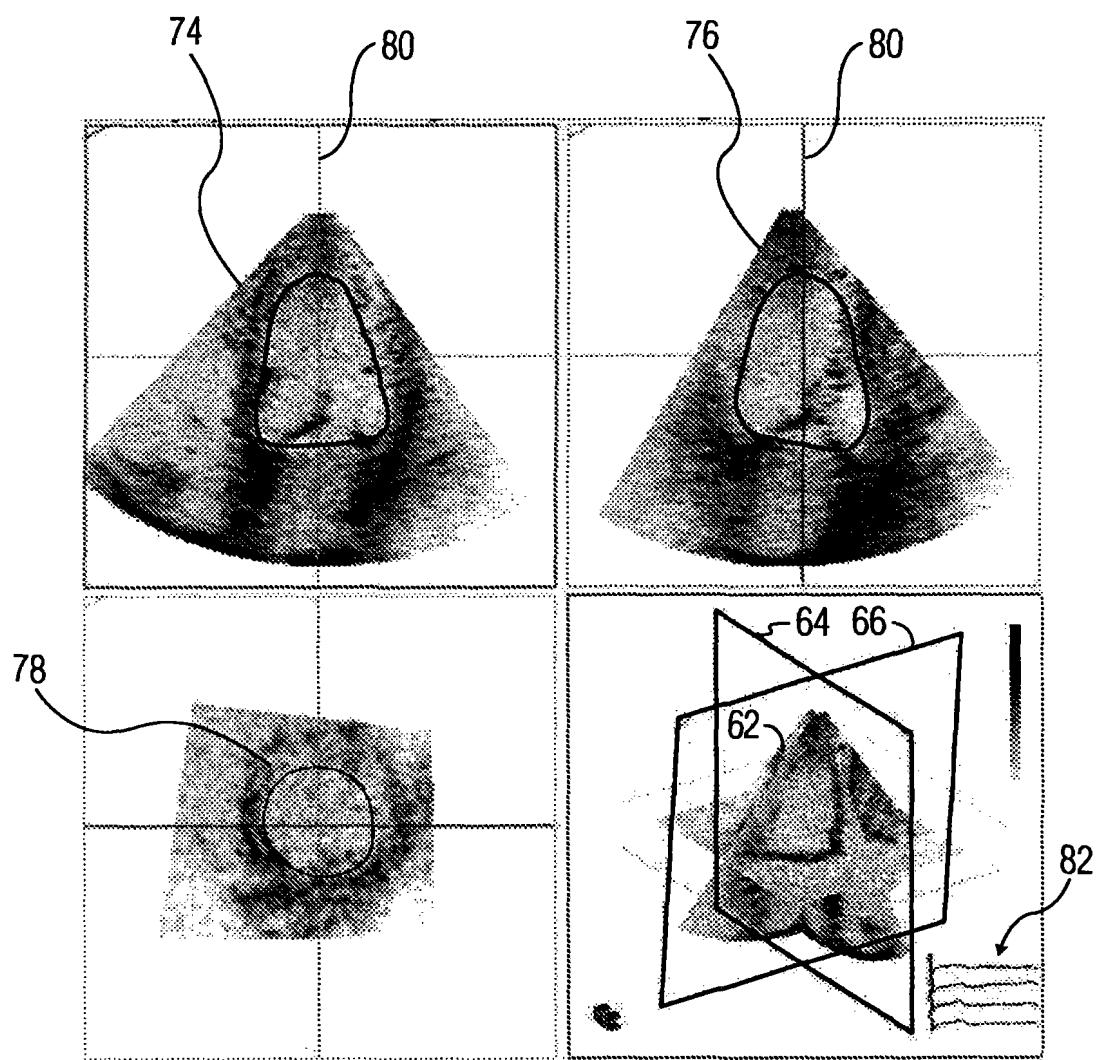


图4

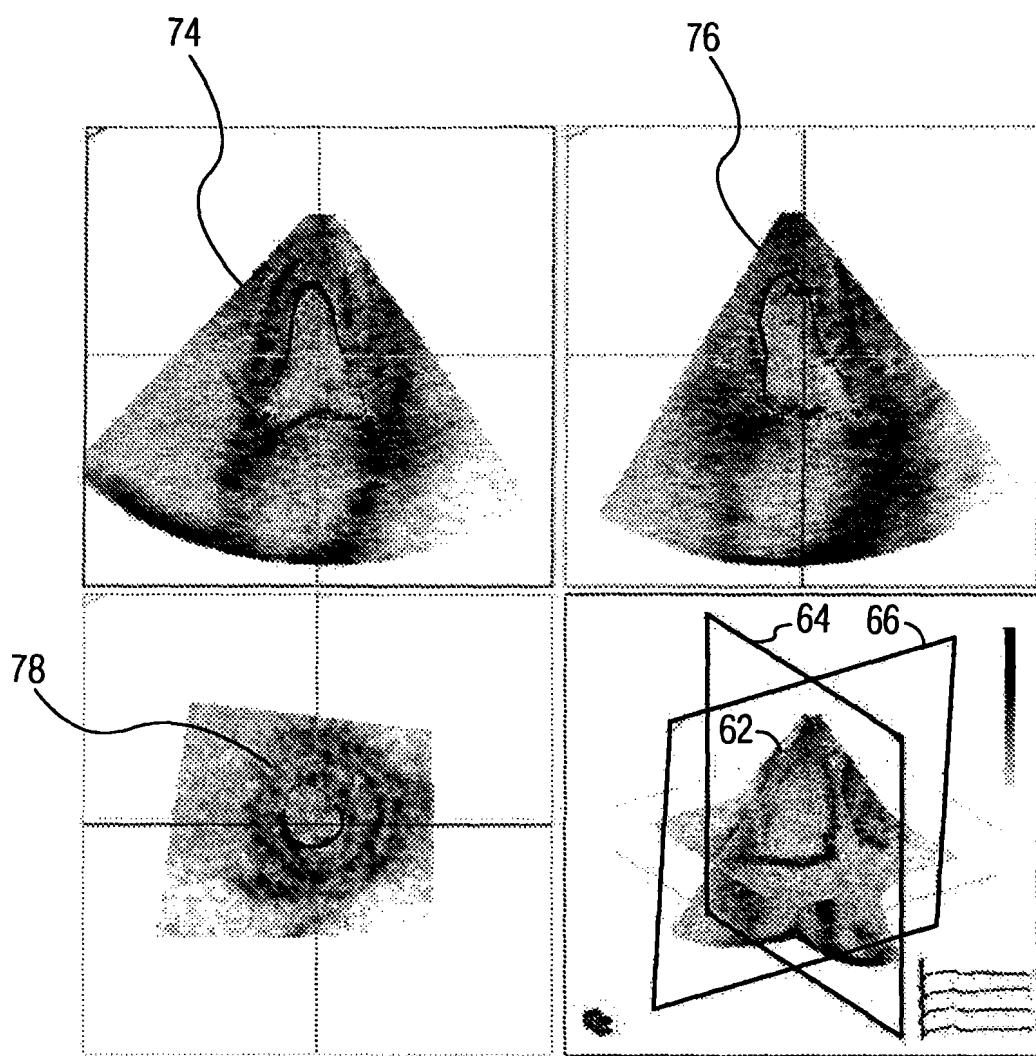


图5

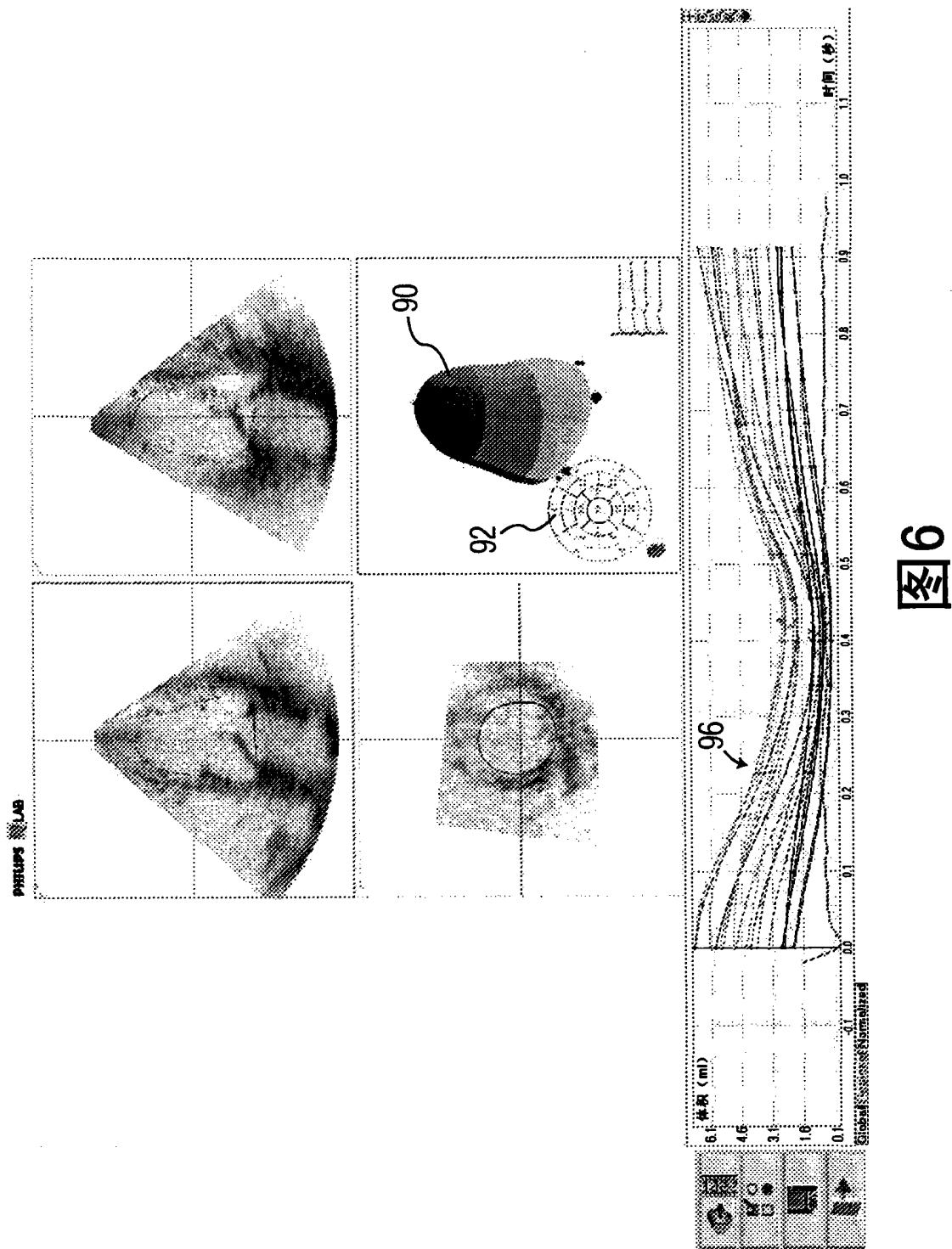


图6

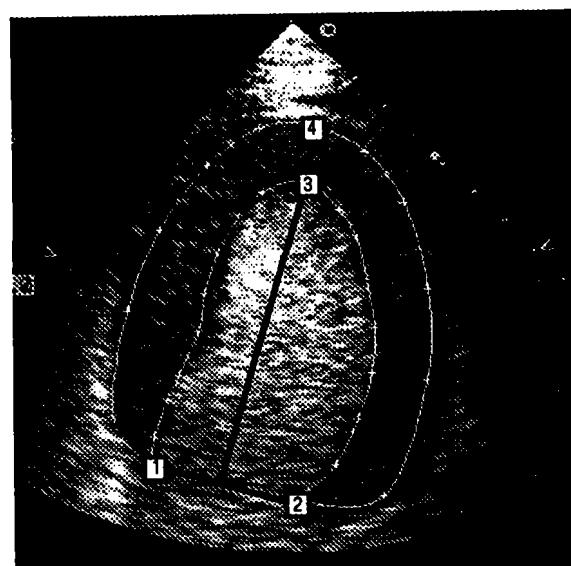


图7

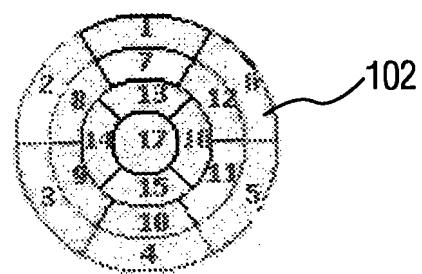
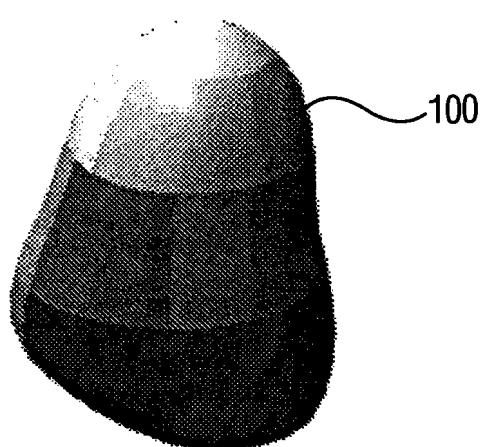


图8

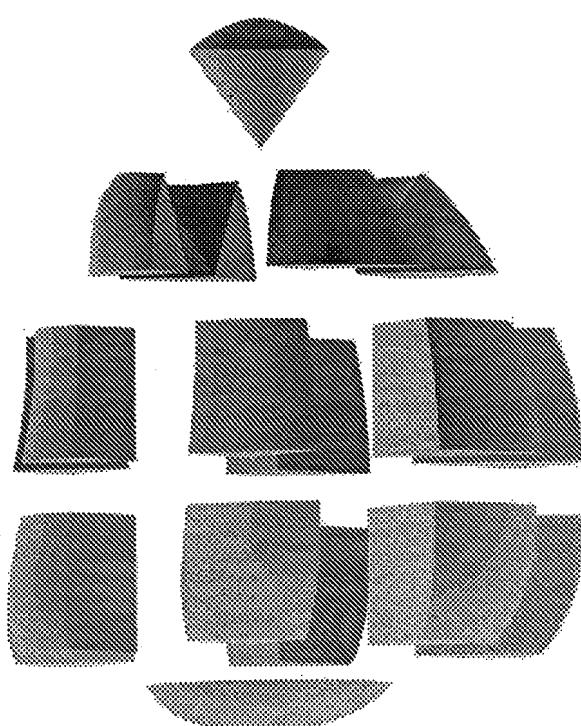


图9

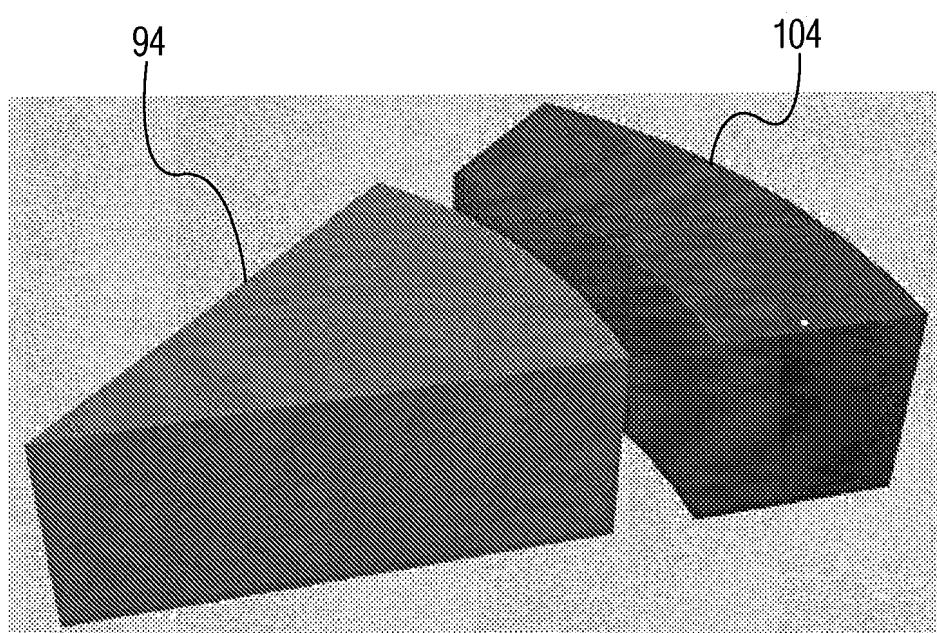


图10

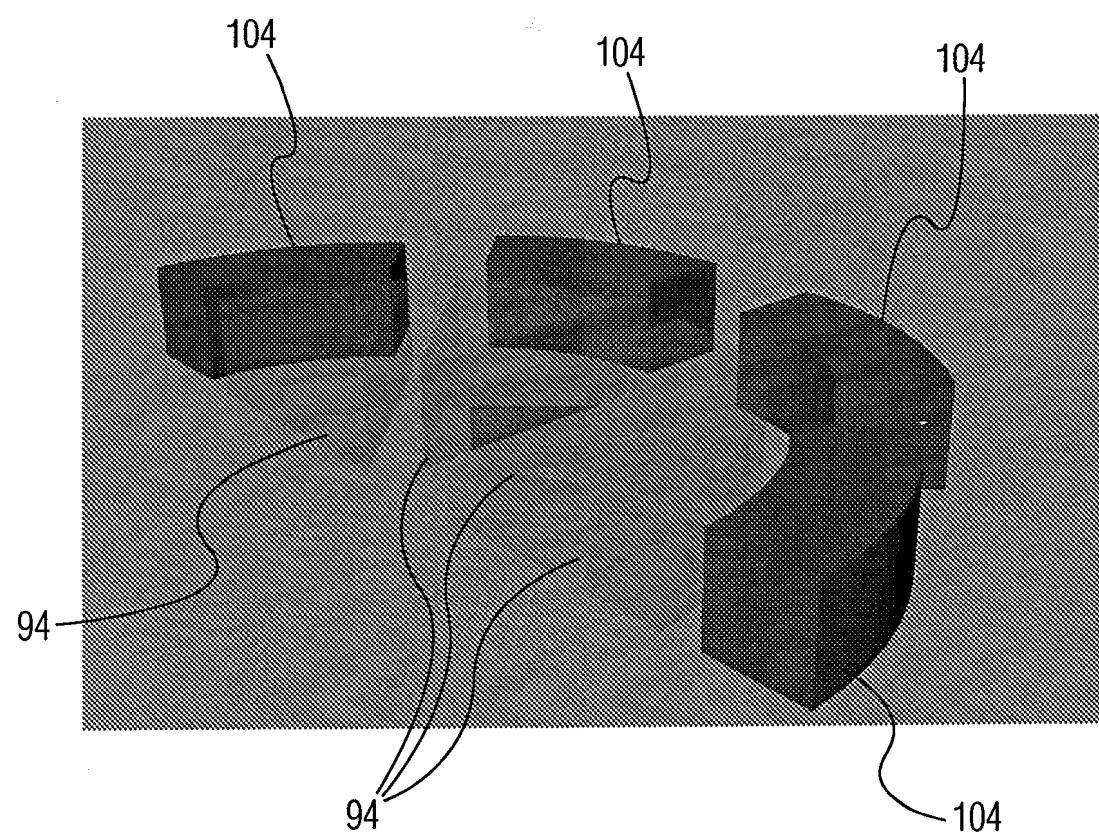


图11

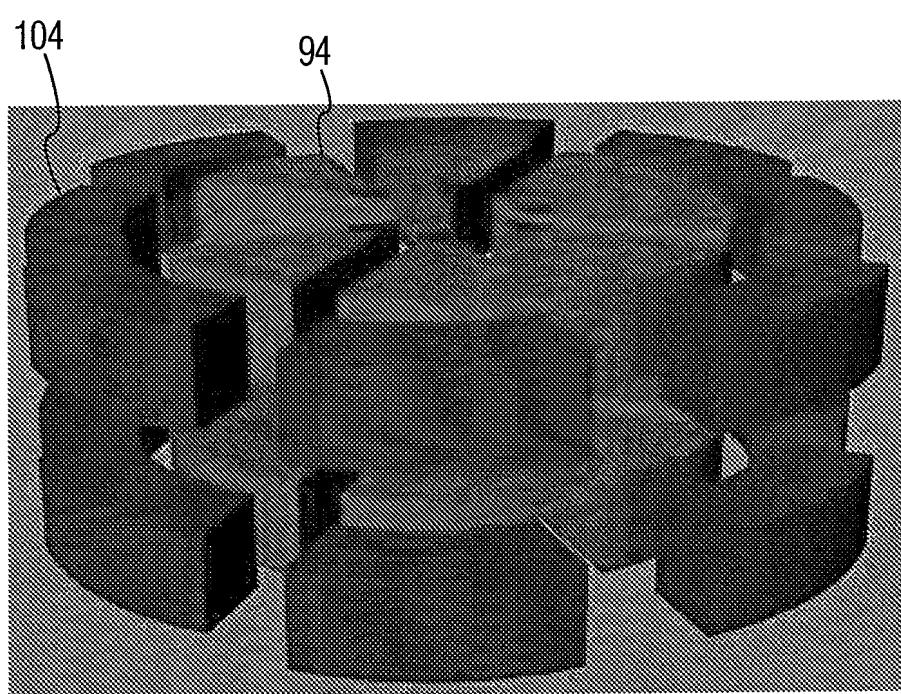


图12

专利名称(译)	借助心肌机能的量化的超声诊断		
公开(公告)号	<a href="#">CN101404931A</a>	公开(公告)日	2009-04-08
申请号	CN200780009898.7	申请日	2007-03-13
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	I·萨尔戈 MK·比安基		
发明人	I·萨尔戈 M·K·比安基		
IPC分类号	A61B5/107 G06T7/60 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B8/488 A61B8/14 A61B8/0883 A61B5/1075 G01S15/8993 A61B8/483 G01S7/52071 G01S7/52073		
代理人(译)	王英		
优先权	60/784194 2006-03-20 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

#### 摘要(译)

说明了一种超声诊断成像系统，其采集包含心肌层的心脏的3D数据集。借助于自动或半自动边界检测来识别数据集中的心肌层的心外膜表面和心内膜表面。由所界定的表面产生心肌层的3D图像。该3D图像示出了心肌层的壁厚度，并可以将其分段为多个已界定区域，为每一个已界定区域做出量化测量。

