

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

G01S 15/89 (2006.01)

G06F 19/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200480028145.7

[45] 授权公告日 2009 年 2 月 4 日

[11] 授权公告号 CN 100457047C

[22] 申请日 2004.8.6

[21] 申请号 200480028145.7

[30] 优先权

[32] 2003.9.29 [33] US [31] 60/507,263

[86] 国际申请 PCT/IB2004/051416 2004.8.6

[87] 国际公布 WO2005/030057 英 2005.4.7

[85] 进入国家阶段日期 2006.3.28

[73] 专利权人 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

[56] 参考文献

US5465721A 1995.11.14

US5107838A 1992.4.28

US2002/0072671A1 2002.6.13

US2003/0055308A1 2003.3.20

US6443896B1 2002.9.3

EP0990922A2 2000.4.5

审查员 王 锐

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 程天正 刘 杰

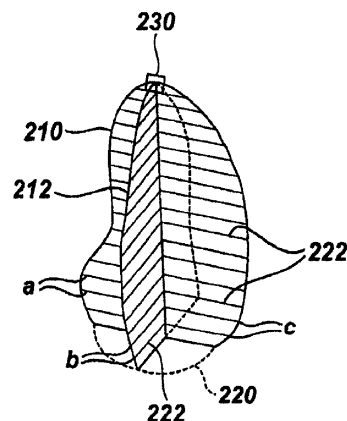
权利要求书 2 页 说明书 13 页 附图 10 页

[54] 发明名称

心脏容积超声定量法

[57] 摘要

对身体内的容积对象的量化的度量可以通过利用超声采集该对象的两个不同图像平面(210, 214)的同时的双平面图像来实现。使用自动边界检测对所述容积对象的对应边界进行描记。所述边界描记被用于它们的平面空间关系中,以便计算该容积对象的图形化模型(220)。该图形化模型(220)的容积可以通过圆盘规则计算,并且显示随时间变化的容积的图形显示或者数值显示。用户界面包括所述实时双平面图像、实时图形化模型(220)和量化的度量。



1.一种利用超声测量身体的容积对象的方法，包括：

用一个超声探头（110）在两个相交的图像平面内基本上同时地采集该容积对象的超声图像；

使用一个自动处理器（470）在所述超声图像上限定相应的对象边界（210，214）；和

从所限定的对象边界（210，214）产生所述容积对象的量化的度量；

所述方法还包括

使用所限定的对象边界（210，214）产生该容积对象的一个图形化模型（220）；其中产生一个图形化模型（220）包括用一系列曲线拟合由所限定的对象边界形成的线框结构；

并且其中，产生所述量化的度量还包括使用该图形化模型（220）来产生所述量化的度量。

2.如权利要求1所述的方法，还包括产生一个包括来自两个相交图像平面的实时图像的显示，其中每幅图像中具有视觉上高亮显示的所限定的对象边界（210，214），所述显示还包括一个利用所述图像的所限定的对象边界得到的量化的度量。

3.如权利要求2所述的方法，其中产生一个包括量化的度量的显示进一步包括产生作为时间函数的该容积对象的变化量的显示。

4.如权利要求2所述的方法，其中作为时间函数的该容积对象的变化量的显示包括图形显示、数值显示或者图形和数值显示（220）。

5.如权利要求1所述的方法，其中采集超声图像包括采集心脏腔室的超声图像，

其中相应的对象边界（210，214）包括心脏腔室壁。

6.如权利要求1所述的方法，还包括产生一个包括来自两个相交图像平面的实时图像的显示（150），其中每幅图像中具有视觉上高亮显示的所限定的对象边界，所述显示还包括一个利用所限定的对象边界得到的实时图形化模型以及一个利用所述图像的所限定的对象边界得到的量化的度量。

7.如权利要求1所述的方法，其中产生量化的度量还包括使用所述图形化模型（220）通过圆盘规则产生一个容积度量。

8.如权利要求1所述的方法，其中所述曲线包括椭圆或者半椭圆。

9.一种利用超声测量身体的容积对象的方法，包括：

用一个超声探头（110）在两个相交图像平面中基本上同时地采集该容积对象的超声图像；

使用一个自动处理器（470）在所述超声图像中限定相应的对象边界（210，214）；和

利用所限定的对象边界产生该容积对象的一个图形化模型（220），其中使用一个自动处理器（470）还包括使用一个自动处理器（470）来自动描记所述超声图像中的对应的对象边界；并且其中产生一个图形化模型（220）包括通过将一系列曲线拟合于在其对应图像平面中的轨迹来产生一个线框模型。

10. 如权利要求9所述的方法，其中所述一系列曲线还包括一系列椭圆。

11. 如权利要求9所述的方法，其中产生一个图形化模型（220）还包括将一个表面拟合于所述线框模型。

12. 如权利要求9所述的方法，还包括通过圆盘规则产生所述图形化模型的量化的度量。

13. 如权利要求9所述的方法，还包括产生一个包括来自两个相交图像平面的实时图像的显示（150），其中每幅图像中具有视觉上高亮显示的所限定的对象边界，所述显示还包括一个利用所限定的对象边界得到的实时图形化模型（220）。

14. 如权利要求9所述的方法，其中所述采集包括用一个超声探头（110）在两个或更多相交图像平面中基本上同时地采集所述容积对象的超声图像。

心脏容积超声定量法

本发明涉及超声诊断成像，尤其涉及能够估计脉管和器官（例如心脏）的容积的超声成像系统。

回波心动描记术超声成像系统用于评估心脏的效能。心脏的效能可以用这些系统来定量评估，例如通过观测通过脉管和瓣膜的血流以及瓣膜的运作进行定量评估。心脏效能的定量测量也可以通过这种系统来实现。例如，能够测量血流速度和器官及腔体（例如心脏腔室）的尺寸。这些测量能够生成心脏效能的定量值，例如射血分数和心输出量。一种测量心脏腔室容积的方法和设备例如在美国专利 5,322,067（Prater 等人）中进行了描述。在这篇专利所描述的方法中，临床医生采集待测量腔体（例如心脏的左心室）的超声图像序列。临床医生在显示屏上冻结其中的一幅图像，并描记在心脏腔室的腔体周围的固定的感兴趣区域（ROI）。所定义的 ROI 应当足够大到当心脏完全扩张时能够包围所述心脏腔室。然后，所述超声系统按顺序处理每个图像的 ROI 中的像素，以确定左心室中的血液的像素。然后，每个左心室都被分割为条形，并且计算所述条形的面积。然后，每个条形被概念上地绕它的中心旋转，以限定一个圆盘，并且计算每个圆盘的容积。通过对每个图像中的圆盘的容积进行求和，在用于采集图像的心搏周期的每一点处的心脏腔室的容积能够被确定。所计算的容积能够作为时间的函数以数值方式显示，或者可以产生作为时间的函数的左心室容积的轨迹表示，从而向临床医生显示左心室容积在整个心搏周期中的改变。

Prater 等人的专利中的方法需要由那些通过人工描记限定 ROI 的临床医生的人工输入。由于需要人工输入，这种方法只能对已经存储的图像循环（loop）来执行。理想的是这种技术能够由超声系统自动执行，并且能够在采集图像时被真实地实时执行。而且，圆盘（Simpson 规则）容积估计方法假设每个圆盘都是均匀的圆形，但实际情况并不是如此。因此，理想的是估计和解剖结构的真实形状更为紧密相关的腔体容积而不是依靠解剖结构的几何均匀性的假设，从而产生更准确

的容积测量。

根据本发明的原理，体腔或器官的容积通过超声成像来测量。体腔的不同平面的横截面图像基本上是同时被采集的，从而可以从不同视角呈现出某一时刻的腔体形状的各个视图。每一幅图像中的腔体或器官表面通过自动或半自动边界描记来描画。通过从所述描记产生腔体或器官的几何模型，可以限定腔体的各个分段。各分段容积被累加以产生对腔体容积的准确度量。本发明的方法能够被实时执行，并且能够产生对腔体容积的更为准确的估计。所获得的测量结果能够用数值方式显示，或者被显示成容积随时间变化的生理曲线。

在附图中：

图 1 是心脏的四腔室超声图像。

图 2 说明了舒张末期和收缩末期心脏图像的超声显示。

图 3a 和 3b 说明了在左心室（LV）的超声图像中定位中间二尖瓣环（MMA）和侧部二尖瓣环（LMA）的步骤。

图 4 说明了定位 LV 顶点的步骤。

图 5a-5c 说明了 LV 的标准边界形状。

图 6a-6b 说明了用于定位 MMA 和 LMA 的几何模板。

图 7a-7c 说明了将标准边界形状和 LV 的心内边界进行拟合的技术。

图 8 显示了舒张末期和收缩末期显示，其中带有根据本发明的原理自动绘制的心内边界。

图 9 说明了用于调节自动绘制的边界的橡皮筋（rubber-banding）技术。

图 10 是根据本发明的原理操作在双平面模式下的实际的超声系统显示的照片。

图 11 说明了根据本发明的原理构造的超声诊断成像系统的一个实施例的框图。

图 12 说明了根据本发明的原理产生的超声显示屏幕。

图 13a 和 13b 说明了从左心室的各正交视图中形成各腔体分段。

首先参考图 1，图 1 显示了在心脏图像采集期间的超声系统显示。超声图像 10 是心脏的四腔室视图，该超声图像由一个相控阵列换能器探头采集，以产生所示的扇形图像。所示图像是实时图像序列中的一个，该图像序列通过将探头放置成用于心脏的四腔室顶视图而采集，其中探头被定向成从心脏顶点 11 的附近观察心脏。图像中的最大腔室是左心室（LV），它位于图像中央和右上部分。当实时超声图像序列被采集时，心搏周期的滚动 ECG 轨迹 12 同时被采集，并被显示在屏幕底部，三角形标记 14 用于指示在当前所显示图像被采集时心搏周期所处的点或相位。当人体处于静息状态时，心搏周期的典型持续时间大约是 1 秒钟，在这段时间中大约有 30 - 90 个心脏图像帧可以被采集并被快速地连续显示。在临床医生观察图 1 的显示时，可以在超声显示中实时看到心脏的跳动，同时 ECG 波形 12 在超声图像 10 的下方滚动，并且通过标记 14 即时显示心脏相位。

在一个采集模式中，临床医生实时观察跳动的心脏，同时操纵换能器探头，以使 LV 能够在其最大横截面中被清晰地观察。当四腔室视图正在被持续清晰地采集时，临床医生按下“冻结”按钮，从而在超声系统的图像帧或 Cineloop®存储器中保留当前心搏周期的图像。Cineloop 存储器将在存储器中保留冻结按钮被按下时的所有图像，取决于存储器的大小，所保留的图像包括在按钮被按下时正被观察的循环（loop）以及上一个或下一个循环的图像。典型的 Cineloop 存储器可以保存 400 个图像帧，或大约 8 到 10 个心搏周期的图像。然后，临床医生可以使用轨迹球、方向键或类似的控制器扫描所存储的图像，以选择其中的图像最适合用于分析的循环。当临床医生选定特定的循环时，“ABD”协议被执行，以用于启动边界绘制处理。

当 ABD 协议被执行时，所述显示变成如图 2 所示的舒张末期图像 16 和收缩末期图像 18 并排显示的双显示。超声系统通过与所选循环有关的 ECG 波形的持续时间来识别构成该所选循环的所有图像。超声系统也相对于 ECG 波形 12 的 R 波识别心搏周期的舒张末期点和收缩末期点，从而使用 ECG 波形的 R 波来识别和显示处于心搏周期这两个相位处的超声图像。图 2 的双显示在每一个超声图像的下方示出了对应于所选心搏周期的 ECG 波形 12，其中用标记 14 指示所显示的两幅图像被采集时的舒张末期相位和收缩末期相位。

因为 Cineloop 存储器保留了心搏周期的所有图像，所以用户可以查看循环中的所有图像，这些图像包括位于双显示之前和之后的图像。例如，临床医生能够在任何一个图像上“单击”来选择该图像，然后通过操纵轨迹球或其它控制器来顺序查看位于超声系统所选择图像之前或之后的图像。因此，临床医生能够从由超声系统选择的那些图像中选择出更早的或更晚的舒张末期或收缩末期图像。当临床医生对所显示的图像 16 和 18 感到满意时，ABD 处理器被启动，以用于在所显示的两幅图像中自动描画 LV 边界，以及在介于舒张末期和收缩末期之间的未显示的图像中自动描画 LV 边界。

在本实施例中，ABD 处理器首先在收缩末期图像 18 中开始绘制 LV 的心内边界。绘制 LV 边界的第一步是在图像中确定 3 个关键界标 (landmark) 的位置，这 3 个关键界标分别是中间二尖瓣环 (MMA)、侧部二尖瓣环 (LMA) 和心内顶点。上述处理首先限定如图 3a 所示的 MMA 搜索区域，其中为了便于说明，超声图像的灰度从白反转到黑。因为在本实例中 ABD 处理器被预先调节成使用从心脏顶点观察心脏的换能器 20 来分析心脏的四腔室视图，所以该处理器认为在图像中央的亮度最大的垂直近场 (nearfield) 结构是分隔左、右心室的隔膜。这就意味着图像中具有最大总亮度值的像素列应当限定所述隔膜。ABD 处理器使用这些线索来确定隔膜 22 的位置，然后限定一个应当在其中识别 MMA 的区域。在心脏的顶视图中根据二尖瓣距离换能器的近似深度的经验知识来限定上述区域。以这种方式限定诸如图 3a 中被方框 24 所包围的区域的搜索区域。

在该实施例中，将定义 MMA 的预期形状的滤波器模板与 MMA 搜索区域中的像素互相关。尽管该模板可以根据其它四腔室图像中的 MMA 外观的专家知识建立 (例如 Wilson 等人在他们的论文 “Automated analysis of echocardiographic apical 4-chamber images (心动回波顶点四腔室图像的自动分析)” (Proc. of SPIE, August, 2000) 中所使用的模板)，但是也可以按下述方式使用几何拐角 (geometric corner) 模板。尽管右拐角模板可以被使用，但是如图 6a 右侧所示，在一个所构建的实施例中，八边形拐角模板 28 (八边形的左下拐角) 被用作 MMA 的搜索模板。实际上，八边形模板可以用图 6a 左侧的二进制矩阵表示。ABD 处理器通过将不同大小的该模板与不

同平移和旋转下的像素数据进行互相关直至找到一个大于预定阈值的最大相关系数来执行模板匹配。为了加快相关处理,最初可以对降低分辨率形式的图像执行模板匹配,这种降低分辨率形式的图像突出了图像的主要结构,并且可以通过对原始图像分辨率进行十分之一分样来产生。当模板的初始匹配被找到时,可以将分辨率逐渐恢复到其原始质量,并且通过在每一个分辨率水平下的模板匹配来逐渐细化 MMA 的位置。

一旦 MMA 已经被定位,如图 3b 所示,可以对 LMA 的位置进行类似搜索。小方框 26 标记在图 18 中已经确立的 MMA 位置,并且限定一个位于 MMA 右侧的搜索区域,其用方框 34 表示。通过与方框 34 的搜索区域中的像素值进行互相关来匹配一个右拐角几何模板(优选地如图 6b 所示的右八边形拐角模板 38)。接着,可以对图像分辨率进行十分之一分样以加快计算处理,并且不同的模板尺寸可以被使用。超出预定阈值的最大相关系数限定 LMA 的位置。

找到 MMA 26 和 LMA 36 以后,下一个处理步骤是确定心内顶点的位置,心内顶点位置可以按图 4 所示方式确定。隔膜 22 的上半部分的像素值被分析,以识别隔膜上半部分的标称角(nominal angle),如虚线 43 所示。LV 的侧壁 42 的像素值被分析,以识别侧壁 42 的上半部分的标称角,如虚线 45 所示。如果不能十分有把握地找到侧壁角,则使用扇形右侧的扫描线的角度。虚线 43 和 45 之间的夹角被线 48 平分,并且在开始时假设顶点位于这条线的某一点上。顶点的横坐标由线 48 限定,搜索沿线 48 上的像素亮度变化的斜率,以用于确定顶点的纵坐标。上述搜索在线 48 的一部分上执行,该部分与换能器探头至少相距一个最小深度并且不大于一个最大深度,即近似地是线 48 在 MMA 26 和 LMA 36 之间的二尖瓣平面上方的长度的上四分之一。沿线 48 上的以及和线 48 平行的像素被检查,以便找到从 LV 腔室(其中基本上不存在镜面反射体)到心壁(这里存在许多反射体)的最大正亮度梯度。用于找到上述梯度的优选技术在图 7 中进行了说明。图 7a 显示了包括心壁 50 的一个剖面在内的超声图像的一部分,其中心壁 50 的所述剖面在图像中用亮度较高的像素表示。沿心壁 50 的法向绘制线 48,线 48 从右向左从 LV 腔室延伸到心壁 50 并穿过心壁 50。如果将沿线 48 上的像素值以图形方式绘制出来,它们将如图 7b 中的曲线 52

所示, 其中较亮的像素具有更大的像素值。心内膜的位置并不是曲线 52 的峰值 (其位于心壁中心附近), 而是和曲线斜率有关。因此, 如图 7c 中的曲线 58 所示, 通过计算曲线 52 的微分, 分析曲线 52 的斜率。该微分曲线具有峰值 56, 峰值 56 是心壁外侧 (心外膜) 的最大负斜率。当从右向左沿曲线 58 行进时遇到的第一个主峰值是峰值 54, 峰值 54 是最大正斜率, 其是心内膜的近似位置。在图 4 中沿线 48 上的以及和线 48 平行的像素按照上述方式被分析, 以找到心内壁并确定心内顶点的位置, 心内顶点位置在图 4 中用小方框 46 标记。

如果用户正在对所存储的图像序列进行操作, 那么上述三个点能够被人工限定。例如, 用户能够用鼠标或轨迹球这样的指示装置在该序列的一幅图像中指向这 3 个界标, 然后当它们被识别时在其上进行点击, 以便在图像中标记它们。

一旦 LV 的上述 3 个主界标已经被定位, 将 LV 的多个预定标准形状中的一个形状拟合于这 3 个界标以及心内壁。图 5a、5b 和 5c 显示了 3 个上述标准形状。第一个形状 (即边界 62) 看起来相对较高并向左弯曲。第二个形状 (即边界 64) 看起来相对较矮并呈圆形。第三个形状 (即边界 66) 更倾向于三角形。这些标准形状中的每一个均可以被适当缩放, 以拟合 3 个界标 26、36、46。在将一个适当缩放的标准形状与所述 3 个界标拟合后, 分析该形状和回波数据中的边界的拟合程度。例如, 上述分析可以通过在沿该形状的多个点处测量该形状和心壁之间的距离来完成。上述测量沿特定路径执行, 所述路径和该形状正交并且从沿该形状的点延伸出去。例如, 可以使用图 7a-7c 中讨论的操作来检测心壁。通过例如对距离测量结果进行平均, 将被评估为具有对所描记边界的最近拟合的形状选定为在所述协议的延续中使用的形状。

在本实例中, 随后通过向心内壁“拉伸”所述形状来使所选定的形状拟合于所描记的边界。通过分析在边界周围间隔均匀并且近似和心壁正交的 48 条像素线来进行上述拉伸。沿所述 48 条线中的每一条线的像素按图 7a-7c 所示的方式被分析, 以找到相邻的心内壁, 并且所选形状被拉伸以拟合心内壁。点 26 和 36 之间的基线不与所述形状拟合, 而是被作为直线保留, 因为这是二尖瓣的法平面。当该形状已经拟合于沿心壁的所述各点时, 边界描记被平滑, 并且如图 8 中的双显

示右侧的图像 78 所示被显示在收缩末期的图像上。该显示包括沿着 MMA 界标和顶点之间的边界被显示为 X 的 5 个控制点，以及沿着顶点界标和 LMA 界标之间的边界同样被显示为 X 的 5 个控制点。在本实例中，在被所述拉伸操作调节后，线 48 在顶点和二尖瓣平面之间的部分也被显示出来。

因为图 8 所示各图像中的每一幅图像是心脏图像循环中的一幅图像，所以通过播放一个所保存的心脏图像循环（在图 8 的显示上所绘制的边界后面），临床医生能够进一步验证舒张末期图像和收缩末期图像 76、78 的边界的准确性。通过选择图 8 中的一幅图像、然后从系统菜单中选择“播放”以便在边界后面实时地或以选定的显示帧率重复播放所保存的心脏图像循环，可以实现上述目的。在舒张末期图像 76 中，心内膜处于最大膨胀状态；因此，该循环中的心内膜看起来应当是从舒张末期图像上绘制的心内边界向内运动，然后再回到该心内边界。在收缩末期图像 78 中，心内膜完全收缩；因此，该循环中的心内膜看起来应当是从该图像中的边界向外运动，然后回到该边界。如果心内膜没有这样运动，例如看到上述运动穿过了边界，那么就需要为舒张末期或收缩末期选择不同的图像，或者需要对所绘制的边界进行人工调节。当然，在完整心搏周期上的所述循环和它的所绘制边界能够被回放，这使临床医生能够在心内描记随心脏运动实时变化时观察所述心内描记。

带有自动描记的边界的图像能够被重新调用，并且如果需要的话，可以通过人工调节细化它们的自动绘制的边界，其中上述自动描记边界被保存在存储器中。这种处理也就是通常所说的“橡皮筋技术（rubberbanding）”。如图 8 所示，舒张末期图像和收缩末期图像的心内边界具有表示所述 3 个主界标的小方框以及在中隔边界和侧部边界上用 X 表示的控制点。临床医生选择缺省数目的控制点，这些控制点将在开始时被显示；在图 9 所示的边界 80 上，在中隔壁上显示了 3 个控制点，在侧壁上显示了 4 个控制点。临床医生能够检查舒张末期图像和收缩末期图像，并且如果需要的话也可以查看所存储的循环中的所有中间图像，并且如果看到自动处理将边界放置在不正确的位置上，临床医生可以人工调节界标框和控制点 X 的位置。临床医生能够沿边界将所述方框或 X 滑动到新位置，并且能够添加更多的控制点或

从边界上删除控制点。假设 ABD 处理器在开始时将控制点和边界定位在如图 82 和虚线 84 所示的位置上，临床医生发现这是不正确的。通过使用屏幕指示装置将 X 横向拖动到如图 86 所示的新位置上，临床医生能够重新确定控制点的位置。当 X 被拖动时，边界和 X 一起移动或拉伸，从而限定如实线边界 88 所示的新边界。这样，临床医生能够人工校正和调节由 ABD 处理器绘制的边界。

当 ABD 处理器正在识别关键界标并将边界拟合于图像序列时，它周期性地执行置信度测量，以用于估量图像边界被精确定位和描记的可能性。例如，如果隔膜与 LV 腔室中的血池的对比度不够清晰，那么自动处理将停止。如果各种相关系数没有超出预定的阈值，则该处理将停止。其中使用了空间和时间的置信度测量。例如，如果所计算的图像边界在尺寸或形状上与标准形状差异过大，该处理将中止。例如，如果界标位于相对于彼此的不同寻常的位置就会产生这样的问题。如果所计算的边界从序列中的一幅图像到另一幅图像的变化过大，该处理将同样中止。当该处理停止时，会显示消息通知临床医生该处理停止的原因，并给出临床医生下述选项：继续进行该自动处理；在临床医生输入时或输入后继续自动处理；或使临床医生采集一个新的图像循环或人工描记当前的图像。

在图 8 所描述的实例中，自动绘制的舒张末期图像和收缩末期图像的边界被用于计算心脏的射血分数。这通过自动的经修改的 Simpson 规则处理来完成，其在每个相位下将所描画的心脏腔室分为层叠的虚拟圆盘。每个圆盘的直径与该圆盘的高度一起被用于计算每个圆盘的有效容积，并且对这些容积求和以计算在舒张末期和收缩末期的心脏腔室的容积。由这两者之间的差异得出射血分数，即在每个心搏周期期间以泵出血液方式排出的心脏容积或心脏容积的百分比。射血分数计算被显示在图 8 左下角的测量框中，并且不断地被更新。因此，如果临床医生通过橡皮筋技术调节所绘制的边界，则在该阶段期间，所计算的心脏容积将改变，从而影响射血分数计算，并且在测量框中会立即出现新的计算。当临床医生调节所绘制的边界时，他立即会看到这种改变对射血分数计算所产生的影响。

图 10 描述了可在本发明的一个实施例中使用的双平面图像。这里所使用的术语“双平面图像”是指从身体的体区域的不同平面同时采

集的两幅图像。这两幅图像被同时采集（当它们在相同的短时间间隔内被采集时），这可以通过快速连续地采集第一和第二图像或者从两个图像平面交织地采集扫描线直到两个图像被完全采集来实现。发明名称为“BIPLANE ULTRASONIC IMAGING（双平面超声成像）”的美国专利（申请序列号 10/231,704；于 2003 年 7 月 28 日获得允许）被引用于此以作为参考，在这篇本申请人为共同发明人的专利中描述了两种双平面模式。在该专利中所描述的双平面实现方式中，一幅图像在一个与二维阵列换能器的中心正交的平面上被采集，另一幅图像最初在一个以第一图像为中心、但与第一图像的平面正交的平面上。然后，这两幅图像中的一幅可通过“倾斜”操作模式或“旋转”操作模式而被重新定位。在倾斜模式中，第二图像向与第一图像的另一扫描线相交的另一图像平面倾斜，同时保持与第一图像的正交定向。所述第二图像可从与第一图像的中心对准向与第一图像的外侧扫描线对准倾斜，或者与在这两个极端之间的任何扫描线对准。在旋转模式中，两幅图像保持它们的公共中心线对准，但第二图像平面绕着该中心线旋转。第二图像能够从它最初与第一图像呈正交关系的位置向与第一图像相同的图像平面旋转，或在其间任意旋转。图 10 显示了在旋转模式下的两个双平面图像。左图是如前面所示的四腔室心脏图像，右图与第一幅图像正交，并显示了当与第二图像的平面相交时的左心室。在屏幕中心的这两幅图像之间的圆形白色图标表示右图的平面已经从与左参考图像平面对准的位置旋转了 90 度。标记圆点在该图标内和两个扇形图像顶点的右侧清晰可见，这表明这两幅图像的左右定向。为了使心脏研究完整，EKG 轨迹也显示在双平面图像的下面。

本发明的一个优点是，因为对于一个体区域只有两个平面被成像，对这两幅图像的采集能够足够快速地完成，从而使得这两幅图像都能够是以较高的帧速率显示的实时超声图像。而且，这两幅图像是在基本相同的时间点处的心脏图像，因此是为了本发明的目的而被同时采集的图像。另一个优点是，所述超声系统只需要是传统的二维成像系统。如图 11 所描述的那样，用于双平面成像的显示子系统可以是传统的二维图像处理子系统，这意味着根据本发明的双平面成像能够例用临床医生当前所使用的二维超声系统来实现。图 11 中的扫描仪和显示子系统不需要独特的 3D 性能来产生图 10 所显示的双平面图像。

现在参考图 11, 在该图中用框图的形式显示了根据本发明原理构建的超声系统。在这个实施例中, 超声探头 10 包括一个二维阵列换能器 500 和一个微束成形器 502。该微束成形器包含控制被施加到阵列换能器 500 的各元件组(“贴片”)上的信号、并对由每组元件接收到的回波信号进行某种处理的电路。在探头中的微束成形器有利地减小了探头和超声系统之间的电缆 503 中的导体的数量, 并在美国专利 5,997,479 (Savord 等人) 和美国专利 6,436,048 (Pesque) 中进行了描述。

所述探头与超声系统的扫描仪 310 相耦合, 该扫描仪包括波形控制器 312, 其响应于用户控制并向微束成形器 502 提供控制信号, 以就发射波束的定时、频率、方向和聚焦对探头进行指示。该波形控制器也通过它到模数(A/D)转换器 316 和波束成形器 116 的耦合来控制所接收的回波信号的波束成形。由探头接收到的回波信号被扫描仪中的前置放大器和 TGC(时间增益控制)电路 314 放大, 然后由 A/D 转换器 316 数字化。然后, 数字化后的回波信号随后由波束成形器 116 形成波束。所述回波信号然后由图像处理器 318 进行处理, 该图像处理器 318 执行数字滤波、B 模式检测和/或多普勒处理, 并且也能够执行其它信号处理, 例如谐波分离、通过频率合成减小斑点以及其它需要的图像处理。

由扫描仪 310 产生的回波信号被耦合到显示子系统 320, 该显示子系统处理回波信号以便以需要的图像格式进行显示。所述回波信号由图像线处理器 322 进行处理, 该处理器能够对回波信号进行采样、将波束的各分段拼接成完整的线信号、以及对线信号进行平均以提高信噪比或余辉(flow persistence)。每个双平面图像的各图像线被扫描转换器 324 扫描转换为需要的图像格式, 该扫描转换器执行本领域公知的 R-theta 转换。然后, 这些图像被并排(见图 10)存储在图像存储器 328 中, 从该存储器中, 它们能够作为一个显示帧而被显示在显示器 150 上。在存储器中的图像还和将与所述图像一起显示的图形重叠, 所述图形由响应于用户控制的图形生成器 330 生成。在图像循环捕获期间, 各个图像帧或图像帧序列能够被存储在运动图像存储器(cine memory) 326 中。

对于实时体成像, 所述显示子系统 320 还包括 3D 图像呈现处理器

162, 该处理器接收来自图像线处理器 332 的各图像线, 以呈现被显示在显示器 150 上的实时三维图像。

根据本发明的原理, 所述双平面系统包括一个自动边界检测 (ABD) 处理器 470, 该处理器如上面所描述的那样在产生双平面图像时实时地自动描记所述双平面图像的心肌边界。正交双平面 LV 图像的边界描记的结果被显示在图 12 的用户显示器中, 其是本发明的一个构建实施例的显示器。在图 12 的实施例中, 该显示屏被分为四个象限。在左上象限显示了所述双平面图像中的一幅图像, 其心壁 (心内膜 210 和心外膜 214) 由 ABD 处理器所产生的自动绘制的轨迹描画, 并由图形生成器 330 重叠在超声图像上。可以看到, 所述超声图像的图像平面在象限 202 中的定向为 0 度。

在 90 度正交平面中的双平面图像被显示在右上象限 204 内。如第一双平面图像那样, LV 的心外膜 216 和心内膜 212 由自动绘制的边界描画。

在显示器的左下象限 206 内显示了作为内插表面样条 (surface spline) 220 而产生的 LV 腔室容积的图形化模型。如下所述, 在这个实施例中, 该表面样条通过使一个表面拟合于正交边界 210 和 212 而形成。该表面样条 220 包围一个由 Simpson 公式 (圆盘规则) 测量的容积, 以在每次双平面图像采集时估计 LV 的瞬时容量。如 LV 容积的生理曲线 218 所描述的那样, 这些定量容积度量作为时间的函数被显示在右下象限 208。在生理曲线 218 的右边显示了在舒张末期和收缩末期的容积的数值度量。

虽然在图 12 中可使用各种处理来产生表面样条 220, 但在所构建的实施例中所使用的技术由图 13a 和 13b 描述。在图 13a 的透视图, 同时的双平面图像的心内膜边界的两条轨迹 210 和 212 被显示在底部 220 上, 其表示二尖瓣平面。顶点标记被显示在 230 处。在这个实例中, 两个双平面图像的图像平面彼此正交。将这两个轨迹 210 和 212 内的容积用数学方法分割成与底部平面 220 平行的分离的平面 222。这些平面与轨迹 210 的左侧相交 (如 a,a 所示), 并且与轨迹 210 的右侧相交 (如 c,c 所示)。所述平面与轨迹 212 的近侧相交 (如 b,b 所示)。

如图 13b 所示, 用数学方法将一个椭圆拟合于每个平面 222 的四个交点 a、b、c、d。虽然可以使用不同于椭圆的其它曲线或样条 (包

括弧线和不规则形状)，但椭圆提供了如下优点：当用椭圆实践时，Simpson 公式已经过临床验证。图 13b 示出一个在底部 220 附近与两条轨迹 210、212 相交于点 a、b、c、d 的椭圆 232；朝向 LV 容积的中心与两条轨迹 210、212 相交的椭圆 234；以及在 LV 容积顶部附近与两条轨迹 210、212 相交的椭圆 236。当所述椭圆拟合每个分离的平面 222 时，在各椭圆之间的盘状容积能够用相邻椭圆的几何形状以及它们之间的距离来定量。通过相加来计算所有盘状容积的总容积，从而产生 LV 容积的瞬时度量。该度量用于产生生理曲线 218 上的另一点，并且如果 ECG 波形指示心脏处于收缩末期或舒张末期，那么适当的数值在显示器右下象限 208 内被更新。

在所构建的实施例 1 中，将一个表面拟合于椭圆和轨迹的线框模型，这可以通过内插一个与该线框平滑拟合的表面来完成。然后，用一个连续表面显示该腔室容积的图形化模型 220。

在操作中，图 12 的实施例中的显示如下所示。所述二维阵列探头被定位成采集在 LV 顶点附近相交的双平面图像，在显示器的两个上部象限显示实时双平面图像。当每个双平面图像被采集时，在每个图像上由 ABD 处理器 470 描记相应的边界，并将其与图像一同显示。每对时间上并发的轨迹被用于产生在该时间点与所述双平面图像的轨迹相对应的更新后的图形化容积模型。LV 的更新后的量化的容积度量被用图形方式和/或数值方式显示在显示器的右下象限。随着超声图像的 LV 边界和它们在象限 202 和 204 内的轨迹向内和向外实时地移动，所述图形化容积模型 220 也相应地实时膨胀和缩小，并且当右下象限内的生理曲线不断被更新时，该曲线随时间滚动。

应当理解，上面描述的各种实施例对本领域技术人员来说是容易想到的。例如，可以使用各种自动或半自动边界检测处理，包括在美国专利 6,491,636 (Chenal 等人)、6,346,124 (Geiser 等人) 和 6,106,465 (Napolitano 等人) 中所描述的处理。虽然在图 12 的实例中的双平面图像被显示在正交平面中，但是也可以使用其它不是 90° 定向的平面。例如，这可以在如前面提到的美国专利 (申请序列号为 10/231,704; 2003 年 7 月 28 日获得允许) 所描述的那样旋转其中一个图像之后进行。除了使用来自两平面定向的图像，也可以采集、描记和使用来自三个或更多相交平面的图像，以对容积或容积度量进行显示或量化。为每个

容积确定采集更多的图像将更为耗时，但能够产生更为自动化的准确的腔体模型和更为准确的容积测量。可以全局地或区域地限定容积，例如，在 LV 的相对侧的子区域能够使用半椭圆或样条限定，并且测量它们的容积。随时间变化的容积能够被识别和测量，例如那些通过彩色室壁运动技术（color kinesis）产生的容积。感兴趣的容积可以使用二维矩阵阵列换能器或机械旋转式一维阵列换能器来扫描。可以进行各种容积测量，例如射血分数测定和心输出测定。本发明的技术可用于测量除心脏外的其它容积对象，例如对可疑肿瘤或发育中的胎儿的检查。

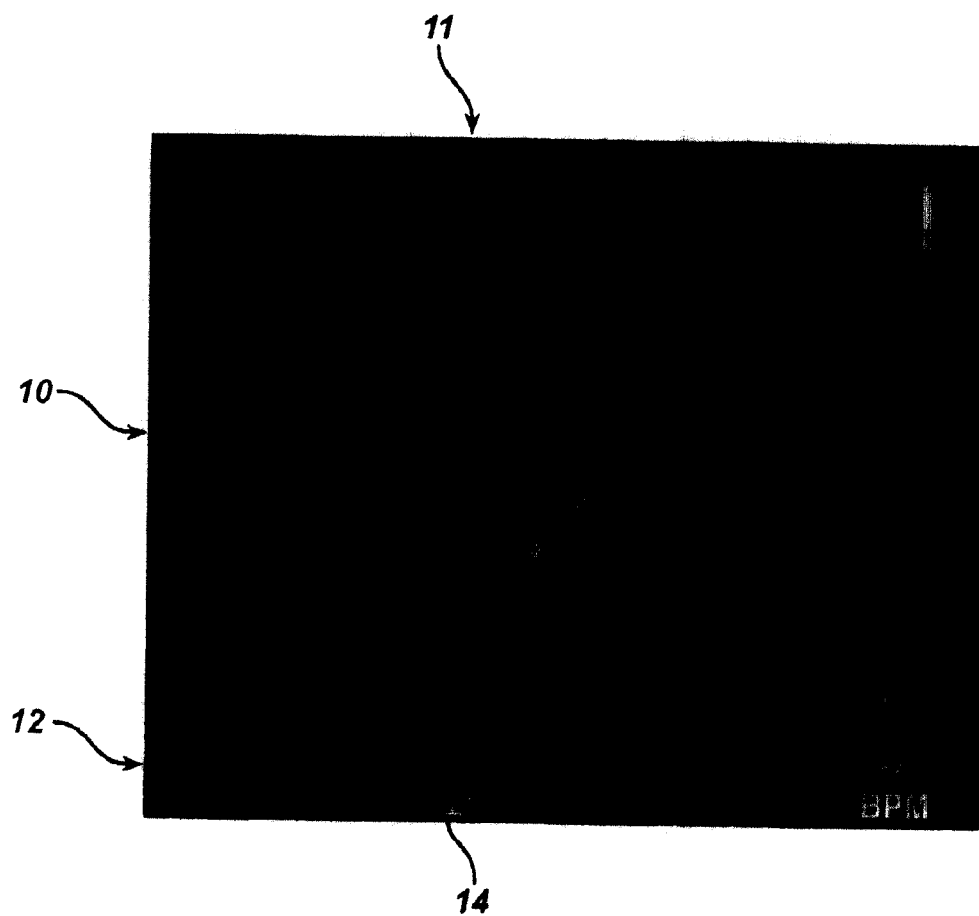
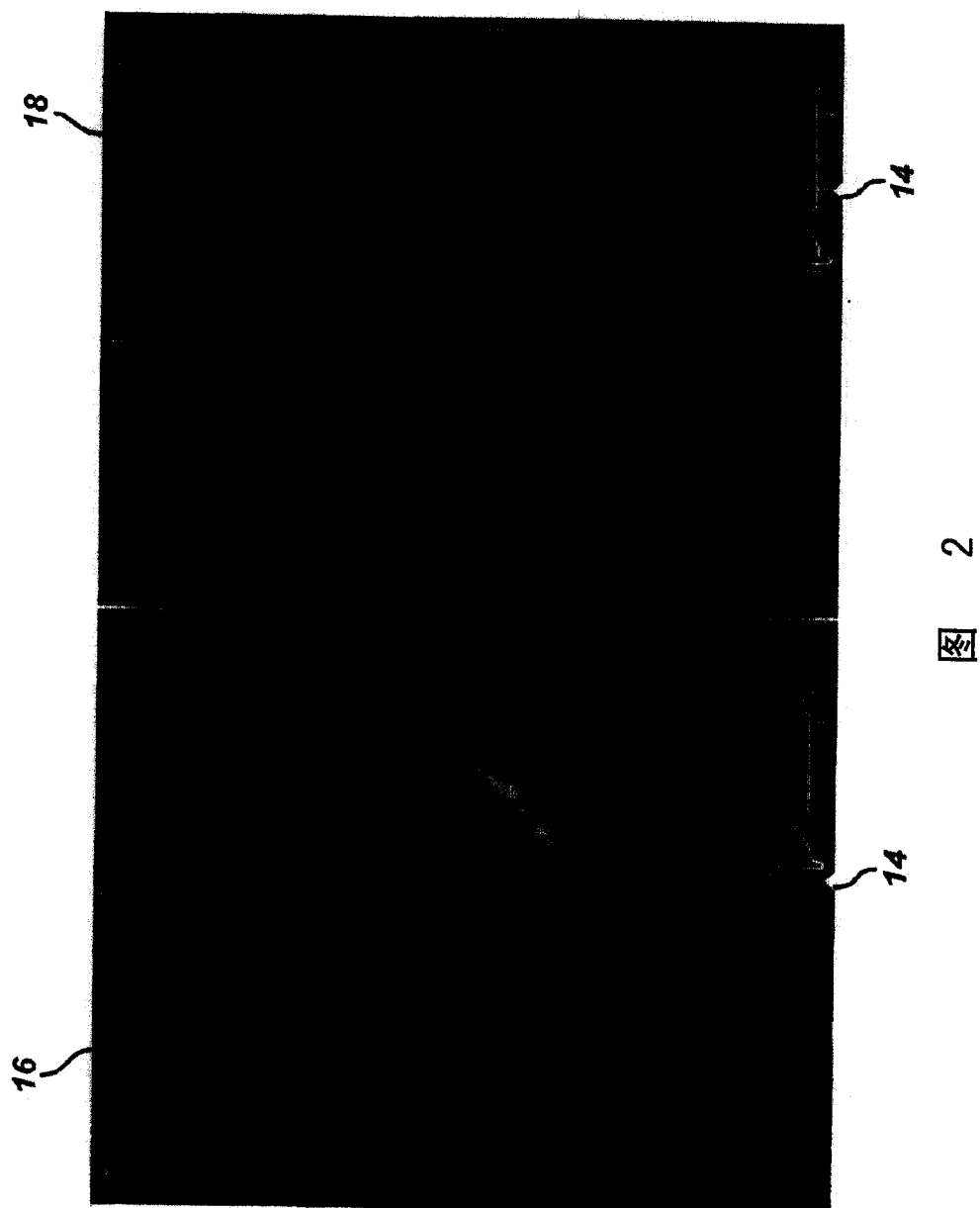
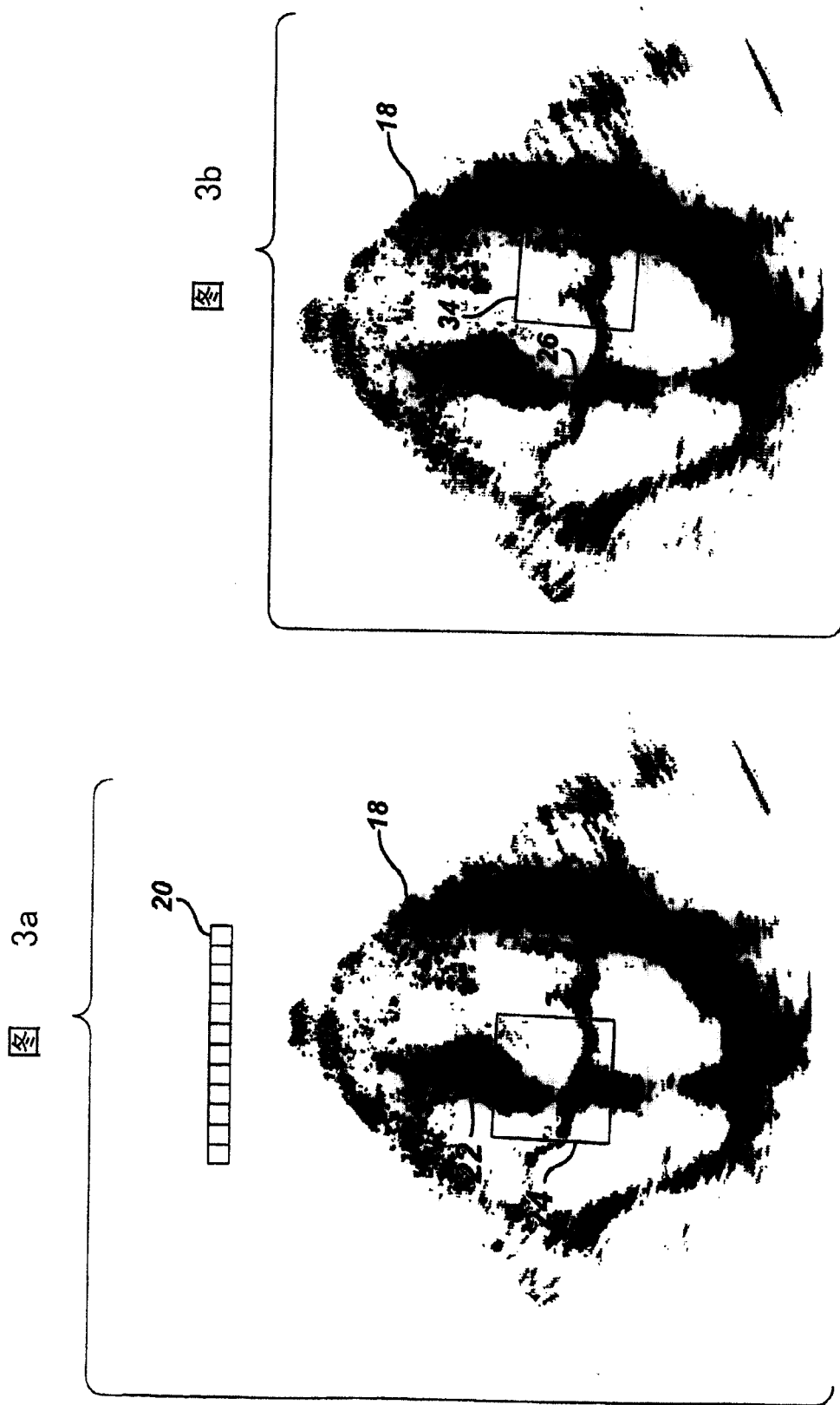


图 1





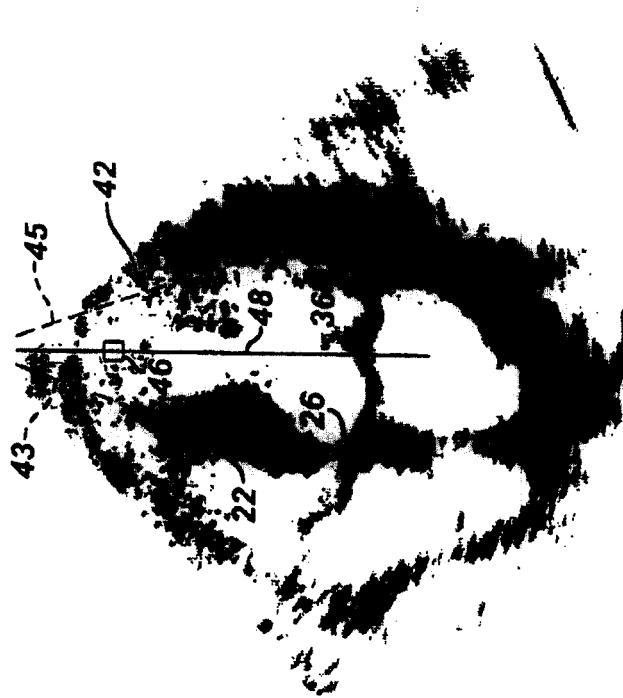


图 4

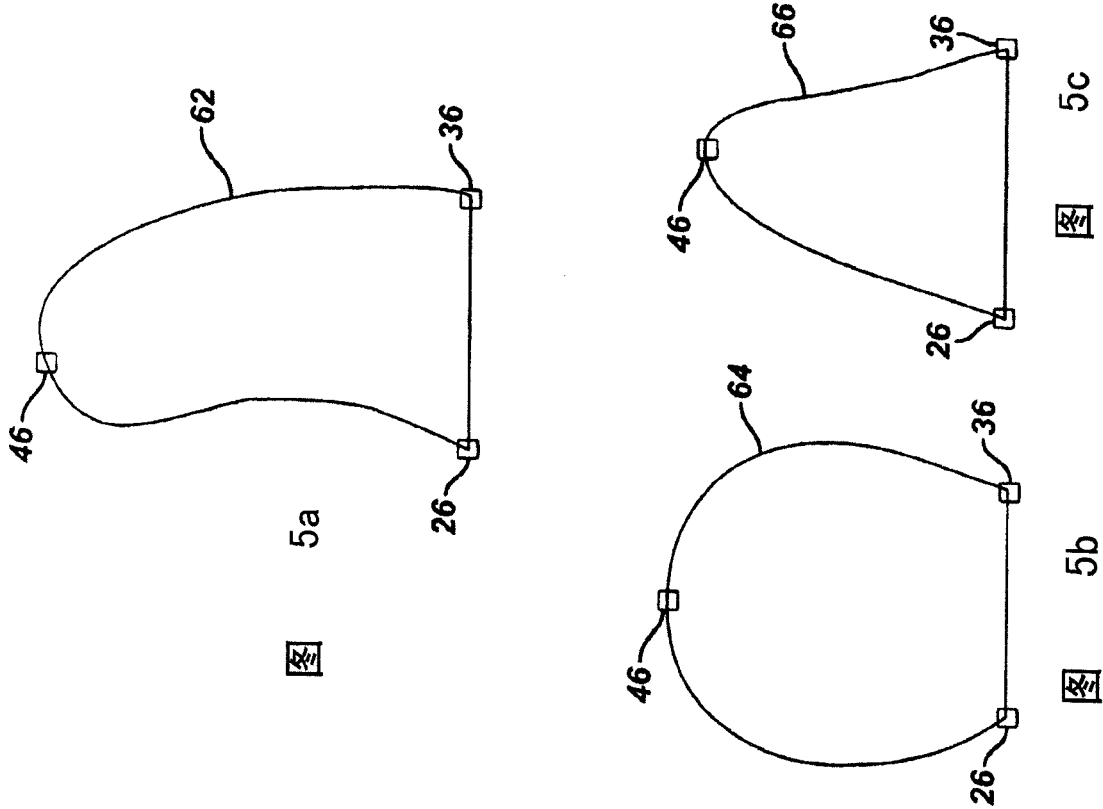
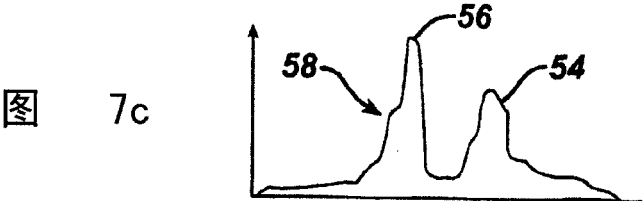
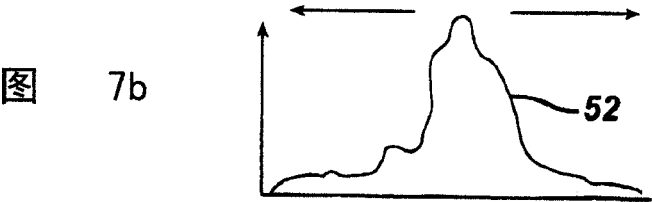
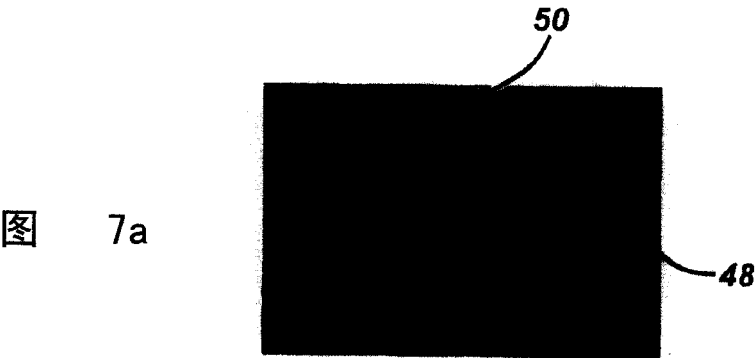
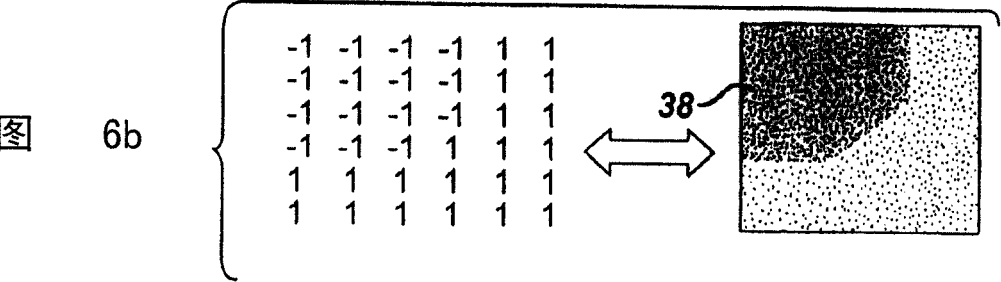
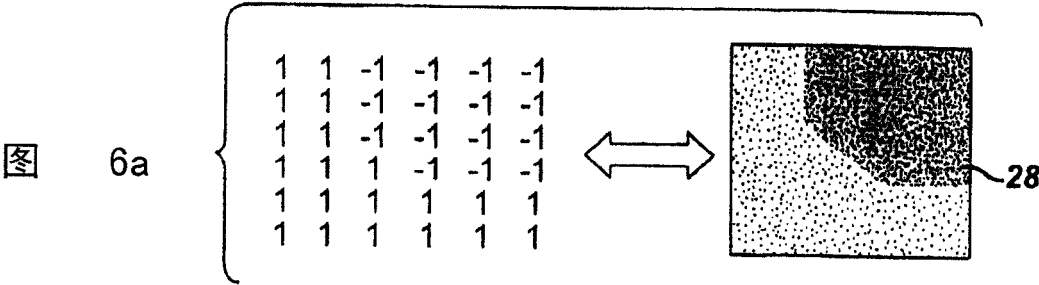
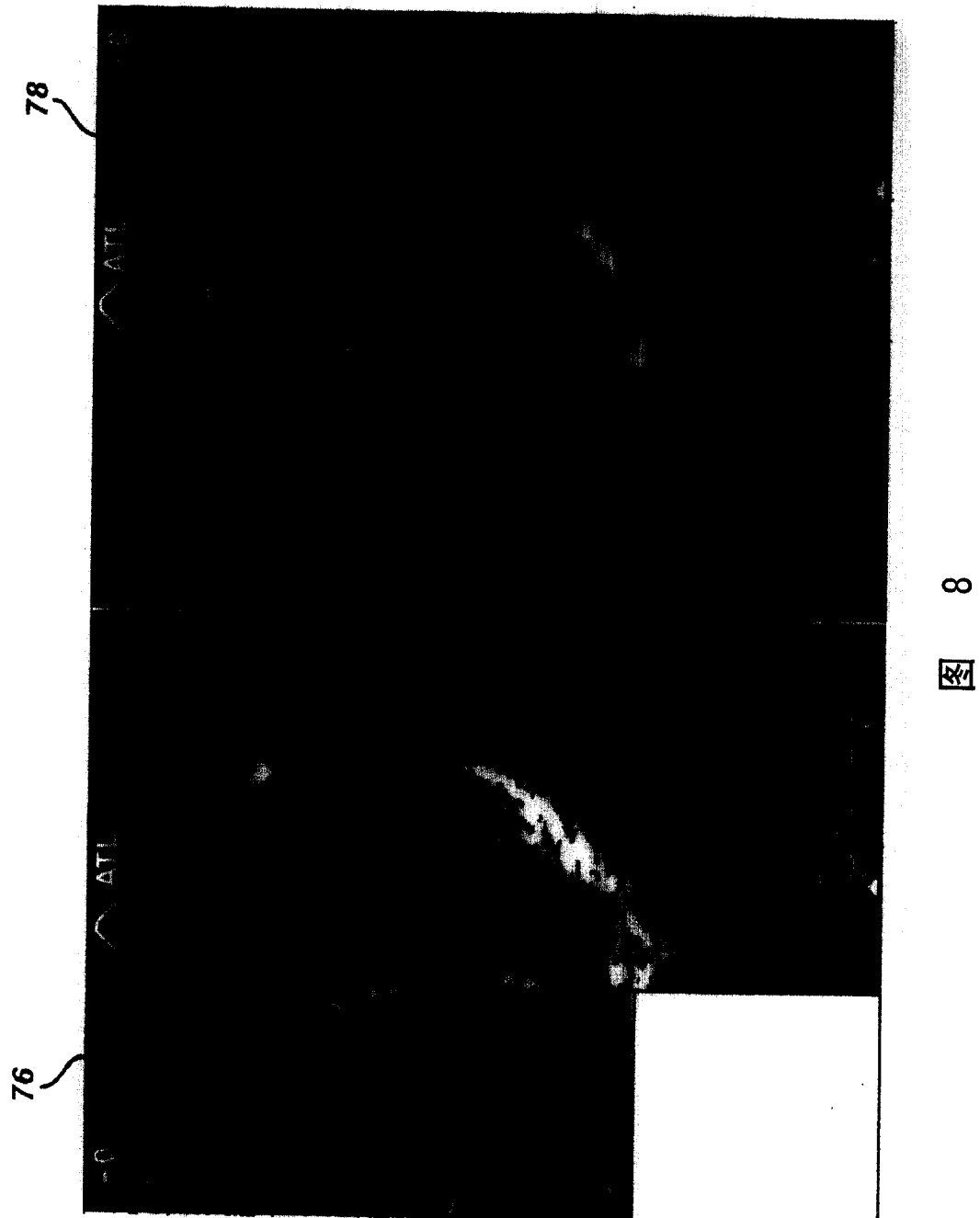


图 5a

图 5b

图 5c





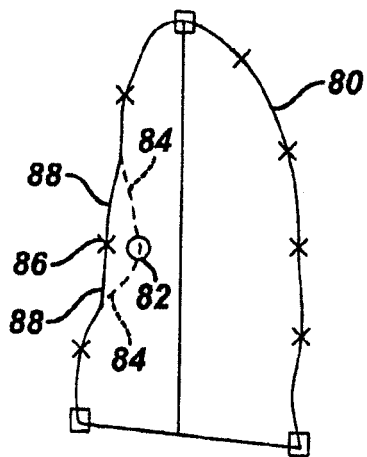


图 9



图 10

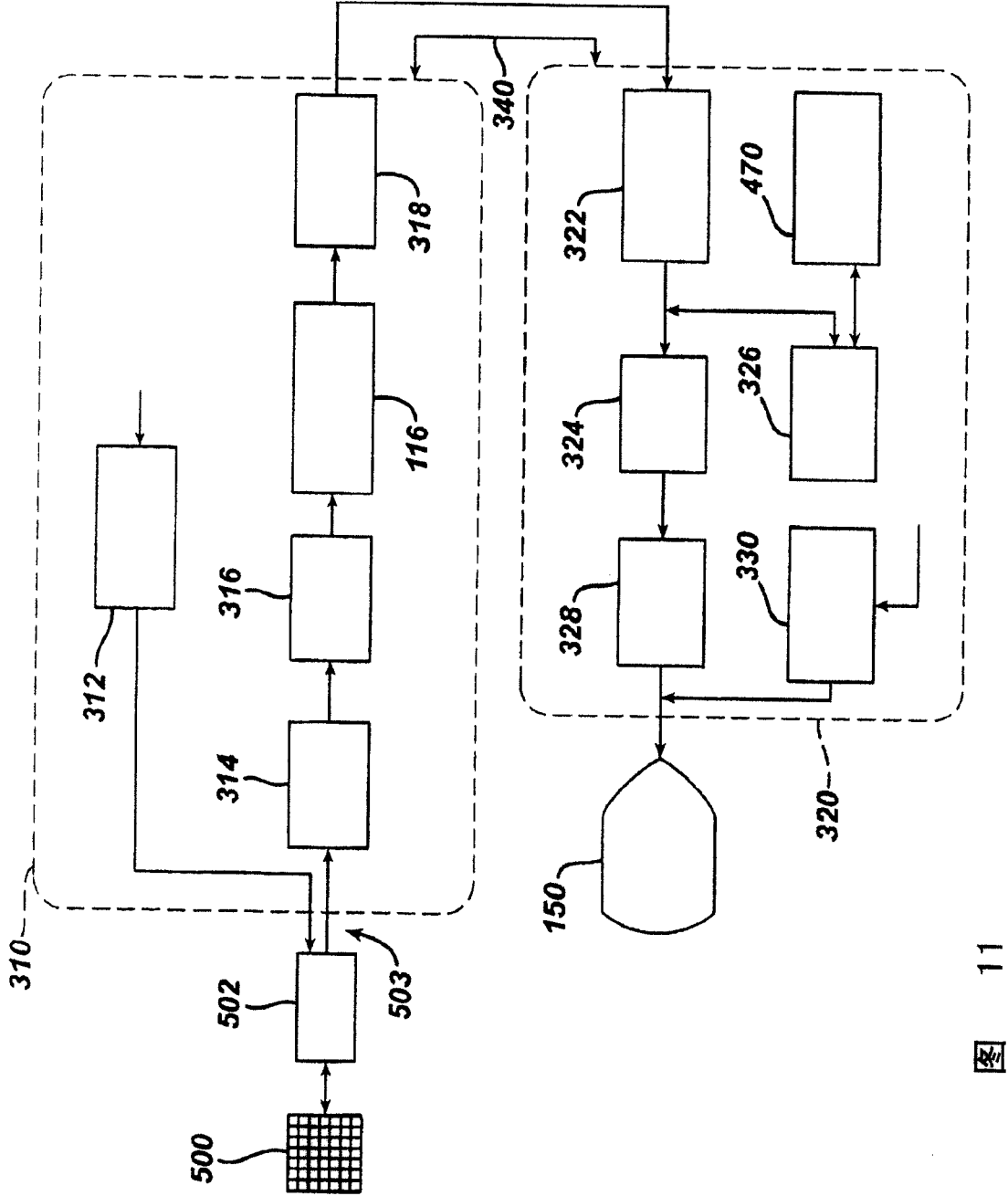
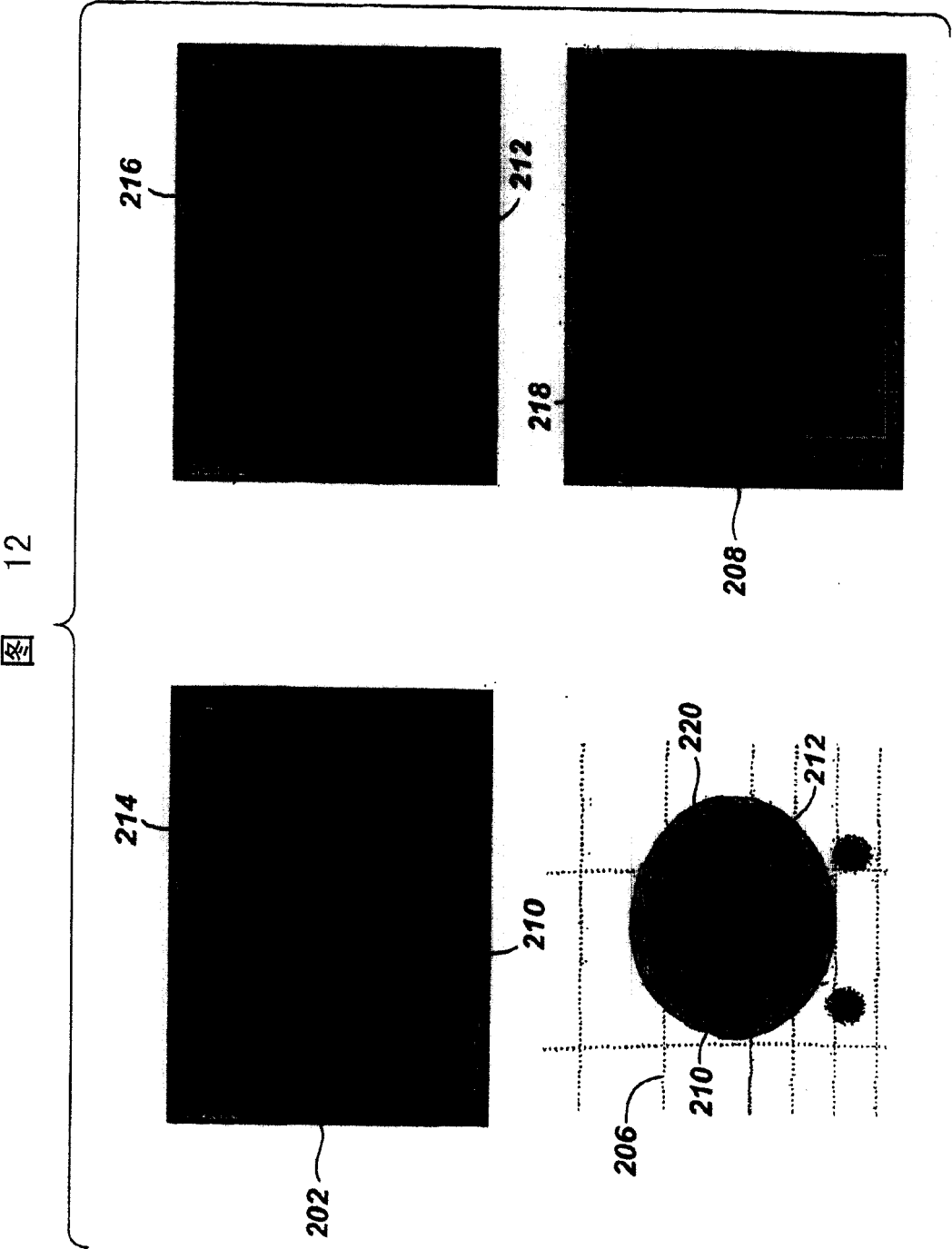


图 11



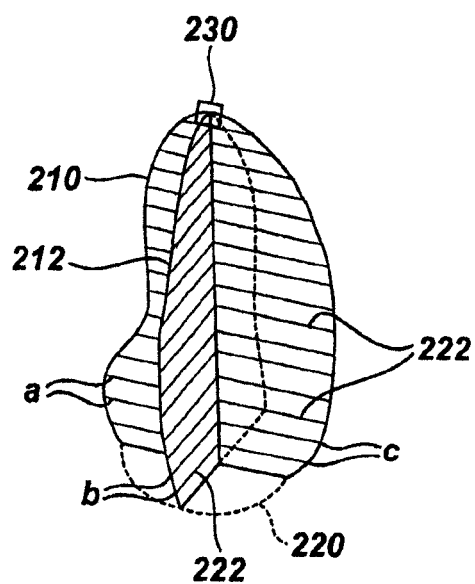


图 13a

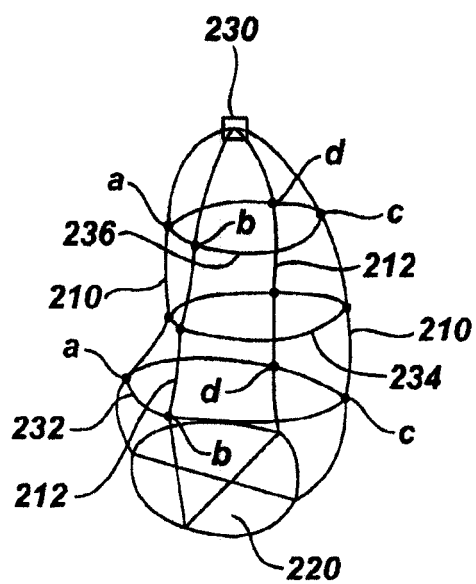


图 13b

专利名称(译)	心脏容积超声定量法		
公开(公告)号	CN100457047C	公开(公告)日	2009-02-04
申请号	CN200480028145.7	申请日	2004-08-06
[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		
发明人	I·萨尔戈		
IPC分类号	A61B8/08 G01S15/89 G06F19/00 A61B5/107 G01S7/52 G06T7/60		
CPC分类号	G06T7/602 A61B8/145 A61B8/0858 A61B8/08 A61B8/0883 A61B5/1075 G06T2207/30048 G01S7/52074 A61B8/483 G06T7/62		
代理人(译)	刘杰		
审查员(译)	王锐		
优先权	60/507263 2003-09-29 US		
其他公开文献	CN1859872A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

对身体内的容积对象的量化的度量可以通过利用超声采集该对象的两个不同图像平面(210, 214)的的同时的双平面图像来实现。使用自动边界检测对所述容积对象的对应边界进行描记。所述边界描记被用于它们的平面空间关系中, 以便计算该容积对象的图形化模型(220)。该图形化模型(220)的容积可以通过圆盘规则计算, 并且显示随时间变化的容积的图形显示或者数值显示。用户界面包括所述实时双平面图像、实时图形化模型(220)和量化的度量。

