



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200410074915.3

[43] 公开日 2005 年 3 月 9 日

[11] 公开号 CN 1589747A

[22] 申请日 2004. 8. 30

[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

[21] 申请号 200410074915.3

代理人 黄小临 王志森

[30] 优先权

[32] 2003. 8. 29 [33] US [31] 10/652,747

[71] 申请人 GE 医药系统环球科技公司

地址 美国威斯康星州

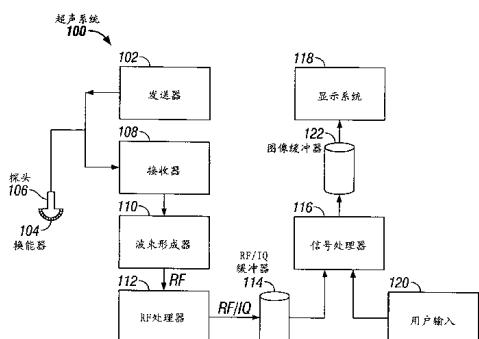
[72] 发明人 阿瑟·格里茨基 约瑟夫·施泰宁格

权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 6 页

[54] 发明名称 用来呈现多幅增强图像的方法和设备

[57] 摘要

提供了一种用来呈现不同解剖特征的多幅增强图像(160 ~ 166)的方法和设备。 获取具有多种解剖特征的超声体数据集合。 多幅增强图像(160 ~ 166)是基于数据集合内多种解剖特征而同时呈现的。



1. 一种用来呈现不同解剖特征的多幅增强图像(160 ~ 166)的方法，包括：
获取具有多种解剖特征的超声体数据集合；和

5 同时呈现多幅增强图像(160 ~ 166)，所述多幅增强图像(160 ~ 166)是基于所述体数据集合内的所述多种解剖特征的。

2. 根据权利要求 1 所述的方法，所述解剖特征至少包括骨骼、软组织、反差和脉管中之一。

3. 根据权利要求 1 所述的方法，还包括选择体描绘技术，所述多幅增强
10 图像(160 ~ 166)是基于所述体描绘技术的。

4. 根据权利要求 1 所述的方法，还包括以预先定义的图像增强技术来处理所述体数据集合，所述多幅增强图像(160 ~ 166)中的每一个是以不同的图像增强技术来处理的。

5. 根据权利要求 1 所述的方法，还包括：

15 所述处理步骤还包括在接收实时超声信息时实时地处理所述体数据集合；和

所述呈现步骤还包括实时地呈现所述多幅增强图像(160 ~ 166)。

6. 根据权利要求 1 所述的方法，还包括选择体描绘技术以增强所述多种解剖特征，所述体描绘技术是表面纹理、最大密度、最小密度、平均投影、
20 梯度光线描绘、和最大透明度之一。

7. 根据权利要求 1 所述的方法，还包括：

指定所述体数据集合内的平面(132)；

对于所述多幅增强图像(160 ~ 166)中的每一个，指定所述平面(132)的厚度(142)；和

25 基于所述厚度(142)来处理所述数据集合，所述多幅增强图像(160 ~ 166)中的每一个是基于不同厚度(142)的。

8. 一种用来呈现多幅增强图像(160 ~ 166)的方法，包括：

获取含有体数据的数据集合；

以图像增强技术来处理所述数据集合的各部分；和

30 基于所述部分而呈现多幅图像(160 ~ 166)，所述多幅图像(160 ~ 166)中的每一个均是以不同图像增强技术来处理的，所述多幅图像(160 ~ 166)是同时

呈现的。

9. 根据权利要求 8 所述的方法，所述获取步骤还包括使用至少下列获取模式之一来获取所述数据集合：3D 体、4D 体、常规的灰度声谱、B - 流量、彩色多普勒、组织多普勒、能量多普勒、以及谐波和余谐波声谱。

5 10. 根据权利要求 8 所述的方法，还包括：

指定获取类型；和

基于所述获取类型来预先定义所述图像增强技术的子集。

用来呈现多幅增强图像的方法和设备

5

技术领域

本发明一般涉及诊断超声系统。具体地说，本发明涉及用来处理和显示基于数据体 (volume) 内指定 (identify) 平面的多幅增强图像的方法和设备。

10

常规的超声扫描器能够获取并显示数据体。可惜，却难以显示和对比同一体内的不同类型和视图的解剖数据，例如从 C - 平面、或包含体的一系列扫描平面的横截面所视的图像。有可能由于未处理或查看一部分数据而忽略或漏掉了重要的诊断数据，并需要额外时间来选择和查看多幅图像。

15

此外，例如处理 C - 平面数据以增强如骨骼或软组织等特定的特征需要用户一方的时间和专业技能。用户必须经验丰富并知道所使用的正确的图像处理协议。重新处理数据会很费时间，并会导致更长的诊察时间和可能更低的患者吞吐量。进而，更熟悉以 X 射线等其它形态来查看图像数据的医生会发现：若可从超声体而创建类 X 射线图像、用来与其它经处理的图像相对比，则查看超声数据更有价值。

20

发明内容

希望有一种系统和方法来处理和显示来自体内的 C - 平面数据，其可解决上述和其它以前经历过的问题。

25

在一个实施例中，用来呈现不同解剖特征的多幅增强图像的方法包括获取具有多种解剖特征的超声体数据集合。多幅增强图像是同时呈现的。多幅增强图像是基于体数据集合内多种解剖特征的。

30

在一个实施例中，用来呈现多幅增强图像的方法包括获取含有体数据的数据集合。数据集合的部分是以图像增强技术来处理的。多幅图像是基于这些部分而呈现的。多幅图像的每个是以不同的图像增强技术来处理的。多幅图像是同时呈现的。

在一个实施例中，用来获取和呈现多幅增强图像的系统包括换能器，用

来将超声信号发送至所关注的区域并从所关注的区域接收超声信号。接收器接收含有一系列相邻扫描平面的超声信号。这一系列相邻扫描平面包括体数据集合。处理器处理这一系列相邻扫描平面并指定作为这一系列相邻扫描平面横截面的体数据集合的部分。处理器以图像增强技术来处理这些部分。输出器同时呈现多幅图像。多幅图像的每个是以不同图像增强技术来处理的。

附图说明

图 1 说明了根据本发明实施例，所形成的超声系统的框图。

图 2 说明了根据本发明实施例，所形成的超声系统。

图 3 说明了根据本发明实施例，由图 2 的系统而获取的实时 4D 体。

图 4 说明了根据本发明实施例，显示器上的 B - 超图像和增强图像。

图 5 说明了根据本发明实施例，具有所指定的所关注平面的 B - 超图像。

图 6 说明了根据本发明实施例，同时显示在显示器上的 4 幅增强图像。

图 7 说明了根据本发明实施例，基于由图 5 的平面而指定的 C - 平面的多幅增强图像。

图 8 说明了根据本发明实施例，图 2 的超声系统的一部分的框图。

具体实施方式

图 1 说明了根据本发明实施例，所形成的超声系统 100 的框图。超声系统 100 包括发送器 102，其驱动探头 106 内的换能器 104 以将脉冲超声信号发射至体内。可以使用多种几何形状。超声信号从血细胞或肌肉组织等体内结构处被反向散射，以产生返回至换能器 104 的回波。回波由接收器 108 接收。接收到的回波穿过波束形成器 110，其进行波束形成并输出 RF (射频) 信号。然后，该 RF 信号穿过 RF 处理器 112。或者，该 RF 处理器 112 可包括复数解调器(未示出)，其对 RF 信号进行解调以形成代表回波信号的 IQ(同相正交)数据对。然后，RF 或 IQ 信号数据可被直接导入 RF / IQ 缓冲器 114，用于暂时存储。用户输入 120 可被用来输入患者数据、扫描参数、扫描模式变更等等。

超声系统 100 还包括信号处理器 116 以处理所获取的超声信息(即 RF 信号数据或 IQ 数据对)并准备用于显示在显示系统 118 上的超声信息帧。信号处理器 116 适用于根据多种可选择的超声模态而对所获取的超声信息进行

1 种或多种处理操作。当接收到回波信号时，所获取的超声信息可在扫描期间实时地受到处理。此外或作为替代，可使超声信息在扫描活动期间暂时存储于 RF / IQ 缓冲器 114，并以次于实时的实况 (live) 或离线操作来处理。

超声系统 100 可按超过 50 帧 / 秒的帧速率——即人眼的近似察觉速率而 5 连续地获取超声信息。所获取的超声信息以较低的帧速率而显示在显示系统 118 上。图像缓冲器 122 被包括以用来存储所获取的超声信息的经处理帧，这些经处理帧按计划不被立即显示。最好是，图像缓冲器 122 最好是有充足的容量来存储相当于至少数秒的超声信息帧。超声信息帧以有助于根据其 10 获取次序或时间来对其读取 (retrieval) 的方式存储。图像缓冲器 122 可包括任何已知的数据存储媒体。

图 2 说明了根据本发明的一个实施例所形成的超声系统 70。系统 70 包括连接至发送器 12 和接收器 14 的探头 10。探头 10 发送超声脉冲并接收来自被扫描超声体 16 的内部结构的回波。存储器 20 存储来自接收器 14 并来源于被扫描超声体 16 的超声数据。体 16 可由多种技术而得到 (例如，3D 扫描、 15 实时 3D 成像、体扫描、带有具有位置传感器的换能器而进行的 2D 扫描、使用体元 (Voxel) 相关技术的徒手 (freehand) 扫描、2D 或矩阵阵列换能器等等)。

换能器 10 在扫描所关注区域 (ROI) 的同时沿例如直线或弓形路径而 20 移动。在每个直线或弓形位置上，换能器 10 得到扫描平面 18。扫描平面 18 是对某一厚度的，例如从 1 组或 1 个集合的相邻扫描平面 18 而采集的。扫描平面 18 存储于存储器 20，然后转递给体扫描转换器 42。在一些实施例中，换能器 10 而非扫描平面 18 可得到直线，而存储器 20 可存储由换能器 10 而非扫描平面 18 得到的直线。体扫描转换器 20 可存储由换能器 10 而非扫描平面 25 18 得到的直线。体扫描转换器 42 从控制输入 40 接收切片厚度设置，其指定了将从扫描平面 18 创建的切片的厚度。体扫描转换器 42 从多个相邻扫描平面 18 创建数据切片。为形成每个数据切片而得到的相邻扫描平面 18 的数量取决于由切片厚度控制输入 40 所选的厚度。数据切片存储于切片存储器 44 并由体描绘 (render) 处理器 46 来存取。体描绘处理器 46 对数据切片进行体 30 描绘。体描绘处理器 46 的输出被转递给视频处理器 50 和显示器 67。

每个回波信号采样值 (体元) 的位置是根据几何精度 (即从 1 个体元到下 1 个体元的距离) 和超声响应 (源于超声响应的值) 来定义的。适宜的超

声响应包括灰度值、彩色流量值、脉管或能量多普勒信息。

图 3 说明了根据本发明的一个实施例，由图 2 的系统 70 而获取的实时 4D 体 16。体 16 包括扇形横截面，其带有从顶角 26 处彼此发散的径向边界 22 和 24。探头 10 以电子方式纵向聚焦并传导超声发射，以沿每个扫描平面 18 中的相邻扫描线而扫描，并以电子方式或机械方式横向聚焦并传导超声发射，以扫描相邻扫描平面 18。如图 2 所示，由探头 10 得到的扫描平面 18 存储于存储器 20，并被体扫描转换器 42 从球面坐标系扫描转换成笛卡儿坐标系。包括多个扫描平面的体从体扫描转换器 42 输出并作为描绘块 (box) 30 而存储于切片存储器 44。切片存储器 44 中的描绘块 30 是由多个相邻图像平面 34 形成的。

描绘块 30 可由操作者来定义尺寸，以具有切片厚度 32、宽度 36 和高度 38。体扫描转换器 42 可受切片厚度控制输入 40 的控制，以调整切片的厚度参数而形成理想厚度的描绘块 30。描绘块 30 指定被体描绘的被扫描体 16 的部分。体描绘处理器 46 存取切片存储器 44 并沿描绘块 30 的厚度 32 来描绘。

在操作期间，具有预先定义的、基本恒定厚度的 3D 切片（也称作描绘块 30）由切片厚度设置控制 40（图 2）获取并在体扫描转换器 42（图 2）中处理。代表描绘块 30 的回波数据可存储于存储器 44。预先定义的厚度通常在 2 毫米和 20 毫米之间，然而，取决于应用和被扫描区域的尺寸，小于 2 毫米或大于 20 毫米的厚度也可适用。切片厚度设置控制 40 可包括带有离散或连续厚度设置的可旋转手柄。

体描绘处理器 46 将描绘块 30 投影至图像平面 34 的图像部分 48（图 3）。接着体描绘处理器 46 中的处理之后，图像部分 48 中的像素数据可穿过视频处理器 50 然后到达显示器 67。描绘块 30 可置于扫描体 16 内的任何位置并朝向任何方向。在某些情况下，取决于被扫描区域的尺寸，描绘块 30 可能最好仅是扫描体 16 的一小部分。

图 4 说明了在显示器 67 的一侧具有深度 44 的 B-超图像 130。尽管被显示的图像是 B-超图像，但是如相邻图像平面 34 的体 16（图 3）等体数据集合已如前述实时地获取了。用户可使用用户输入 120 来定义 B-超图像 130 上的所关注平面 132。平面 132 指定了 1 个平面，例如穿过具有最小厚度为 0.1 毫米的体数据集合的 C-平面（即从前到后）。因此，平面 132 定义了数据集合或体 16 的一部分或子集。平面 132 可以相对于探头 10 径向、垂直或

处于中间角。一旦指定了平面 132，则用户可由用户输入 120 通过角 136 来旋转平面 132。用户还可将平面 132 上移 138 而朝向探头 10 或下移 140 而远离探头 10。

然后，用户可选择要对由平面 132 指定的体数据集合进行处理的图像增强技术和 / 或其它处理。图像增强技术可以是例如体描绘技术。用户可能希望显示与骨骼相关的图像数据，并因此基于此解剖特征而选择图像增强技术。其它如软组织和脉管等解剖特征也可被处理。例如，用户可使用用户输入 120 来选择如最大密度等体描绘技术来显示骨骼的增强图像。或者，基于所进行的扫描的类型、例如胎儿扫描、肝脏等等，可向用户提供或建议图像增强技术的子集。由平面 132 指定的数据集合受到处理以创建增强图像 134。增强图像 134 可独自实时地显示在显示器 67 上，例如以大于图 4 所示的格式。或者，增强图像 134 可与 B-超图像 130 同时和实时地显示在显示器 67 上。

此外，用户可修改体数据集合的厚度 142。例如，厚度 142 可在平面 132 上方和下方等距离，或平面 132 可指定厚度 142 的顶部或底部。厚度 142 可以作为线或数字格式（未示出）而显示在显示器 67，也可不显示。换言之，改变厚度 142 允许用户从与 C-平面或用户定义的其它平面 132 平行的体 30 的多个层来观察图像数据。所定义的厚度 142 可基于图像增强技术、解剖特征、深度 144 和 / 或获取类型。若用户在修改厚度 142 后改变了平面 132 的位置，则可维持厚度 142 的尺寸。例如，若用户希望显示基于骨骼的增强图像 134，则可定义更厚的厚度 142。若用户希望显示基于脉管的增强图像 134，则可定义更薄的厚度 142。

用户对平面 132 的位置和厚度 142 所做的改变可实时地显示。因此，增强图像 134 是随平面 132 和 / 或厚度 142 的变化而更新的。因此，用户可继续修改厚度 142 并移动平面 132，直到显示了理想的增强图像 134。

图 5 说明了具有平面 152 指定的所关注平面的 B-超图像 150。平面 152 可如前述而定义 C-平面。B-超图像 150 为用户提供了基准帧，允许用户基于实时数据而指定平面 152。仅作为示例，图 5 中的 B-超图像 150 示意了胎儿。应当理解：也可扫描和处理其它解剖体，例如肝脏、心脏、肾脏等等。

对应于平面 152 的增强图像 154 是与 B-超图像 150 同时绘制在显示器 67 上的。在此例中，用户使用如最大密度等体反差成像技术而选择平面 152 以显示胎儿手臂的 C-平面图像。厚度 142 的尺寸可如前述而增大或减小。

图 6 说明了同时显示在显示器 67 上的 4 幅增强图像 160 ~ 166。增强图像 160 ~ 166 中的每一个是根据预先定义的图像增强技术集合而受到处理的，并对应于如图 4 的平面 132 等数据平面。

图 8 说明了图 2 的超声系统 70 的一部分 200 的框图。在图 8 中，切片厚度设置控制 40 包括 4 个独立的厚度控制 180 ~ 186。体描绘处理器 46 包括 4 个独立的描绘设置控制 190 ~ 196。应当理解图 8 仅是概念性的代表。例如，单个切片厚度设置控制 40 可被用来同时设置多个不同的切片厚度 142，而单个体描绘处理器 46 可被用来设置不同的描绘技术并同时处理多个数据体。

当用户开始获取 B - 超体数据集合时，像胎儿、肝脏等所进行扫描的类型是通过用户输入 120 来指定的。用户还调整扫描的深度 144 来包括 B - 超图像内的理想信息。然后操作者定义平面 132，如先前参照图 4 所述。尽管以下讨论限于获取 3D 或 4D 的 B - 超体数据，但应当理解为也可使用其它获取模式，例如常规的灰度声谱、B - 流量、谐波和余谐波 (co-harmonic) 声谱、彩色多普勒、组织谐波成像、脉冲反相谐波成像、能量多普勒和组织多普勒。

依获取类型，可期待解剖特征的不同子集，其与图像增强技术的不同子集相关联。例如，当扫描胎儿时，解剖特征的子集可包括骨骼、脉管、反差和软组织，其具有已知的超声特征响应。然而，当扫描肝脏时，系统 70 可不在解剖特征的子集中包括骨骼。此外，扫描深度 144 也影响与图像增强技术相关联的厚度 142。

然后，用户可通过用户输入 120 来启动 4 幅增强图像 160 ~ 166 的自动处理。例如，用户输入 120 可包括单个协议或按钮选择。具有相关联图像增强技术的解剖特征的子集已被预先定义。该子集可提供当扫描任何解剖体时应用的默认值。或者，解剖特征的子集可基于获取类型、探头类型、深度 144 等之中的 1 种或更多。切片厚度设置控制 40 的厚度控制 180 ~ 186 自动设置解剖特征的预先定义的子集。因此，针对不同的增强图像 160 ~ 166 的厚度 142 中的每一个包括数据集合的至少 1 个公共子集。体描绘处理器 46 的描绘设置控制 190 ~ 196 自动指定合适的图像增强技术，并且体描绘处理器 46 处理由相应的厚度控制 180 ~ 186 指定的切片数据。然后，增强图像 160 ~ 166 显示在显示器 67 上。因此，每个增强图像 160 ~ 166 的正确厚度 142 是针对用户自动定义的，故用户不必手动变更厚度 142 以显示不同解剖特征的增强

图像。

例如，增强图像 160 可使用“骨骼”解剖特征设置。以此设置，厚度控制 180 自动定义厚度 142，例如 10~15 毫米之间。描绘设置控制 190 指定例如最大密度描绘技术等正确的技术，而体描绘处理器 46 处理平行于平面 132 并在厚度 142 内的体 30 的层。增强图像 162 可使用“软组织”解剖特征设置。以此设置，厚度控制 182 指定厚度 142，其可以是约 3 毫米。描绘设置控制 192 指定如 X 射线描绘技术等正确的技术，而体描绘处理器 46 处理平行于平面 132 并在厚度 142 内的体 30 的层。X 射线描绘技术可被用来提供与使用 X 射线辐射时创建的切片图像可比较的图像。此技术也称作平均投影。还可使用其它描绘模式来增强解剖特征，例如梯度光线描绘和最大透明度。此外，可使用其它图像处理技术来处理和创建增强图像。

类似地，增强图像 164 和 166 可分别使用“反差”和“脉管”解剖特征设置。厚度控制 184 和 186 指定厚度 142（仅作为示例，分别是低阈值 0 的 1 毫米和 5~10 毫米）而描绘设置控制 194 和 196 指定技术（仅作为示例，分别是表面和最小密度描绘技术）。体描绘处理器 46 针对增强图像 164 和 166 中的每一个而处理平行于平面 132 并在厚度 142 内的体 30 的层。

增强图像 160~166 同时显示在显示器 67 上。应当理解：尽管上述讨论的处理是单独创建增强图像 160~166，但增强图像 160~166 也可同时创建。因此，在显示器 67 上可增强并显示多种解剖特征，并同时相对于彼此而对比。

因此，体数据集合的显示和处理是通过在将被处理的体数据集合内预先定义解剖特征的子集，并通过指定图像增强技术的关联子集而自动进行的。用户不必选择正确的图像增强技术，也不必为扫描而定义正确厚度 142 以显示解剖特征的理想增强图像 160~166。此外，通过自动显示基于同一 C-平面体数据集合的多幅增强图像 160~166，其中增强图像 160~166 包括数据集合的至少 1 个公共子集，从而可容易地对比包含同一平面 132 (C-平面) 的不同解剖特征的图像。于是，通过自动呈现被处理的信息，有价值的诊断数据不显示或被忽略的可能减少了。而且，如击键次数和其它所需的键入等用户输入被大为简化，并消除了手动处理增强图像 160~166 所需的时间。

或者，用户可预先定义自己希望自动指定并处理的不同解剖特征。用户的预先定义的解剖特征的子集和关联的图像增强技术可基于获取类型、探头类型和 / 或个人偏好等。应当理解：尽管在图 6 中示出了 4 幅增强图像 160~

166, 但基于显示器 67 的尺寸、用户偏爱等可显示更多或更少的增强图像 160 ~ 166。

图 7 说明了基于 C - 平面的多幅增强图像 172 ~ 178, 例如由图 5 的平面 152 而指定的 C - 平面。在用户指定扫描类型和平面 152 后, 增强图像 172 ~ 5 178 被自动处理和显示。增强图像 172 是使用骨骼解剖特征设置或最大密度描绘技术而处理的。增强图像 174 是使用软组织解剖特征设置或 X 射线描绘技术而处理的。增强图像 176 是使用反差解剖特征设置或表面描绘技术而处理的。增强图像 178 是使用脉管解剖特征设置和最小密度描绘技术而处理的。增强图像 172 ~ 178 是同时显示在显示器 67 上的。

10 增强图像 172 ~ 178 可随着体 30 被获取而实时地显示。在本实施例中, B - 超图像 150 可显示在不同的显示器 67 上、可不显示、或可代替或附加于增强图像 172 ~ 178 之一而显示。或者, 体 30 可先被获取并存储, 然后再创建增强图像 172 ~ 178。应当理解: 尽管图 5 和图 7 利用体描绘技术作为图像增强技术, 但也可使用其它图像增强技术来处理增强图像 154 和 172 ~ 178。

15 尽管本发明是以各种具体实施例的形式而说明的, 但业内的熟练人员将会意识到: 本发明可以在权利要求书的精神和范围内有修改地实施。

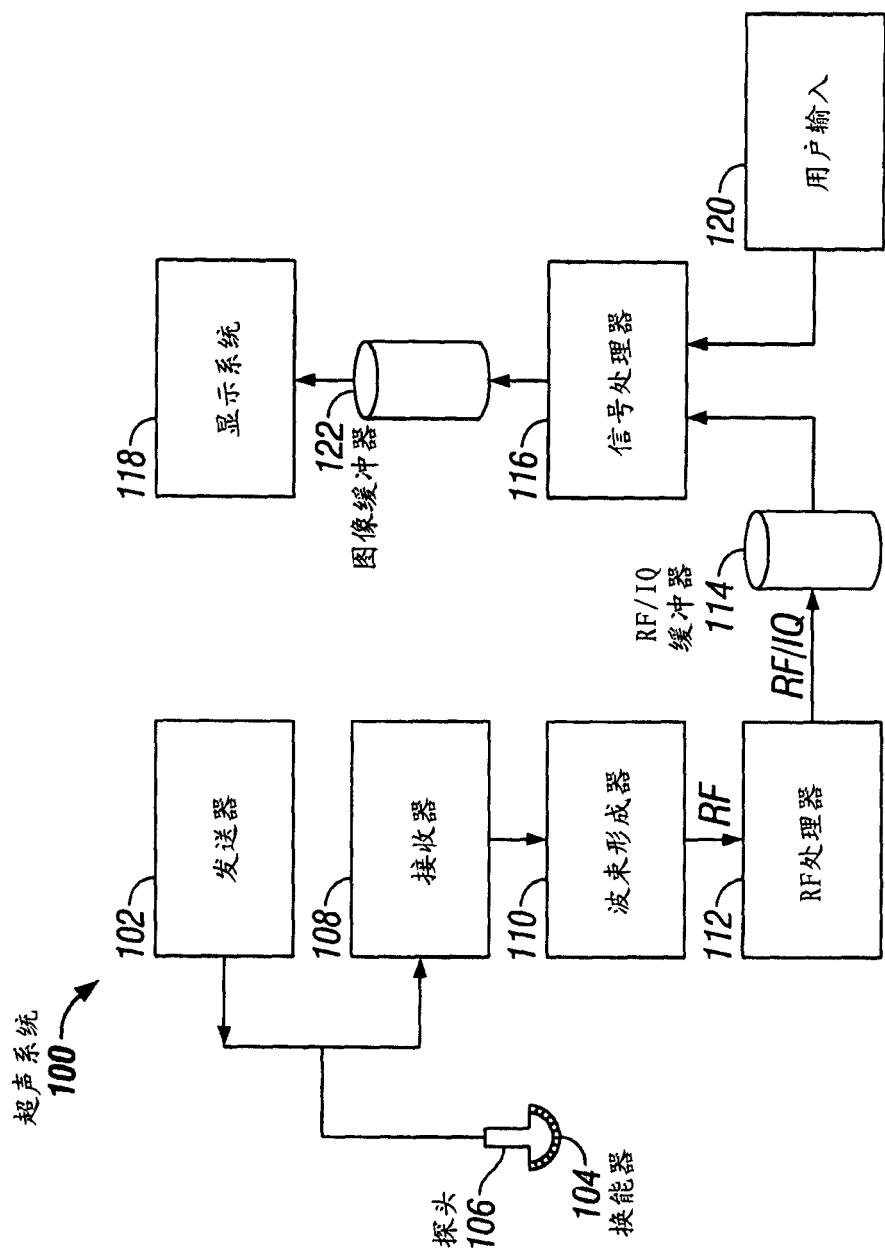


图 1

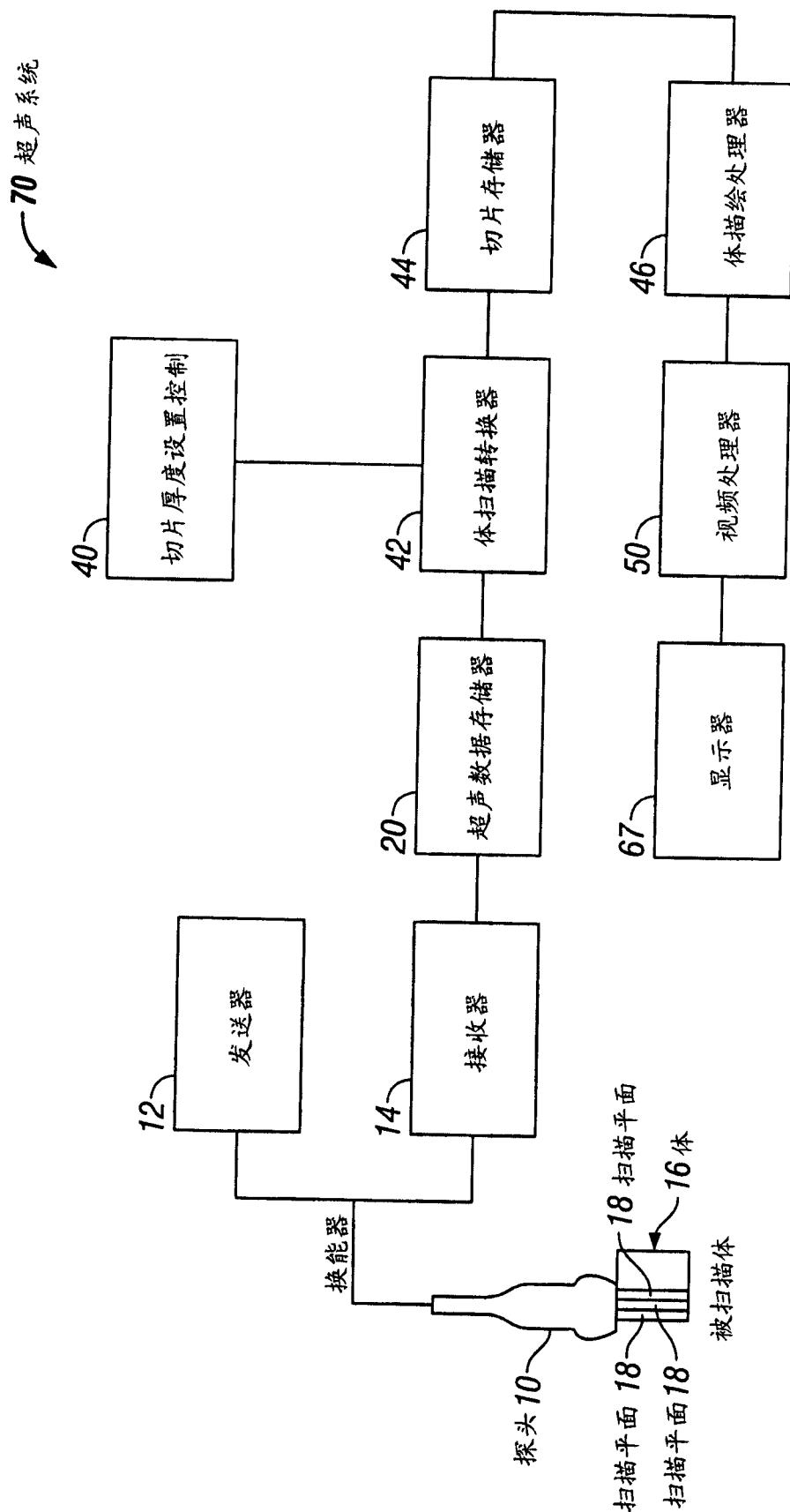


图 2

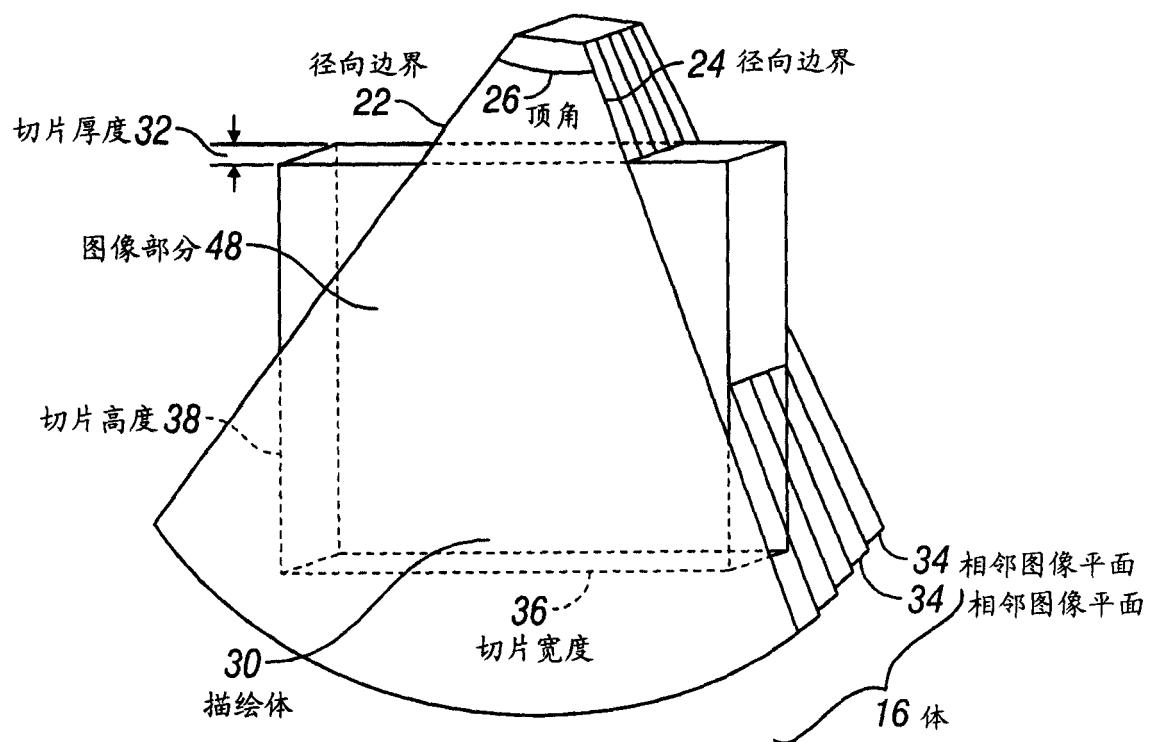


图 3

显示器
67

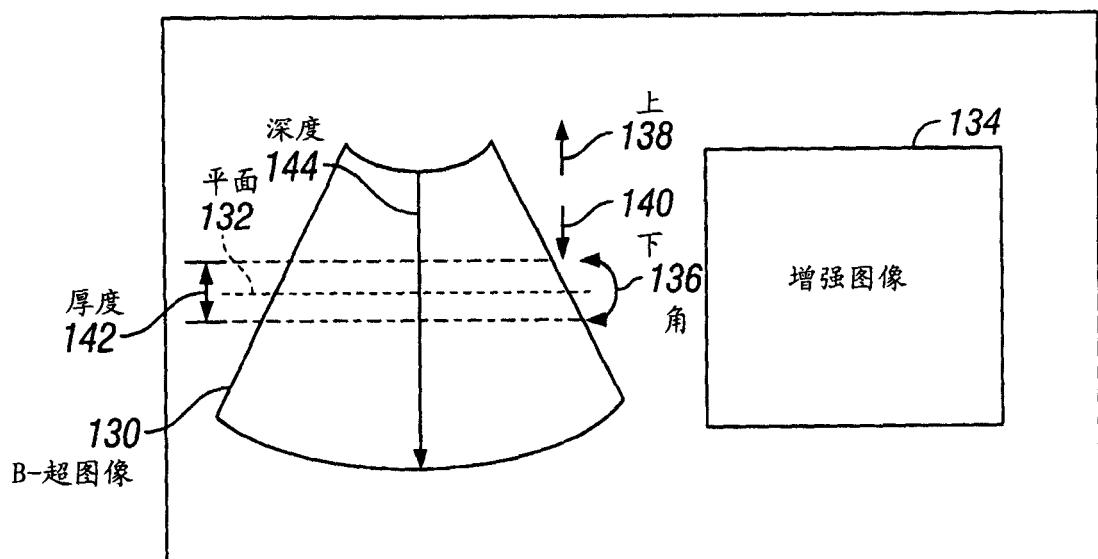


图 4

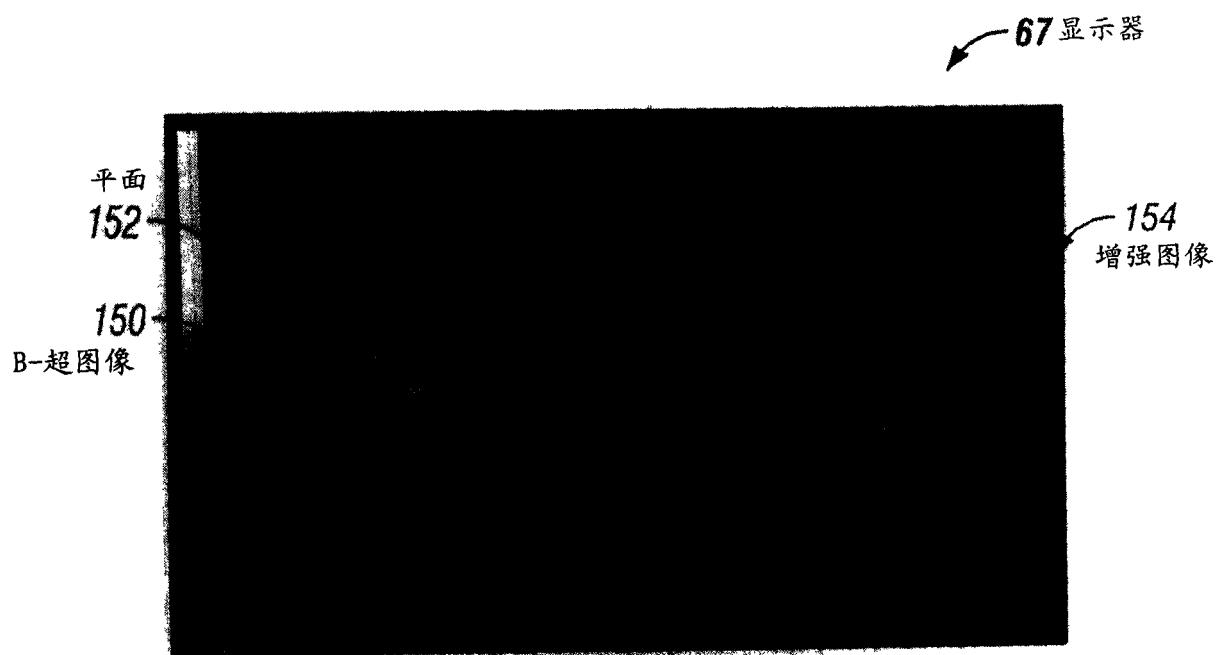


图 5

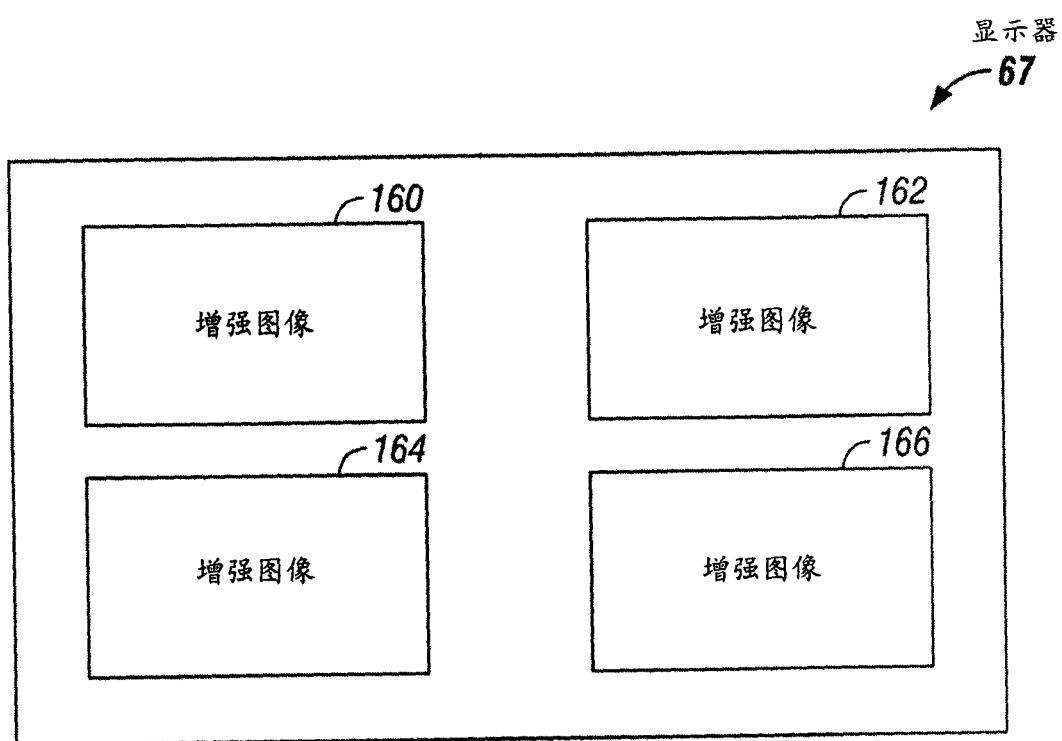


图 6



图 7

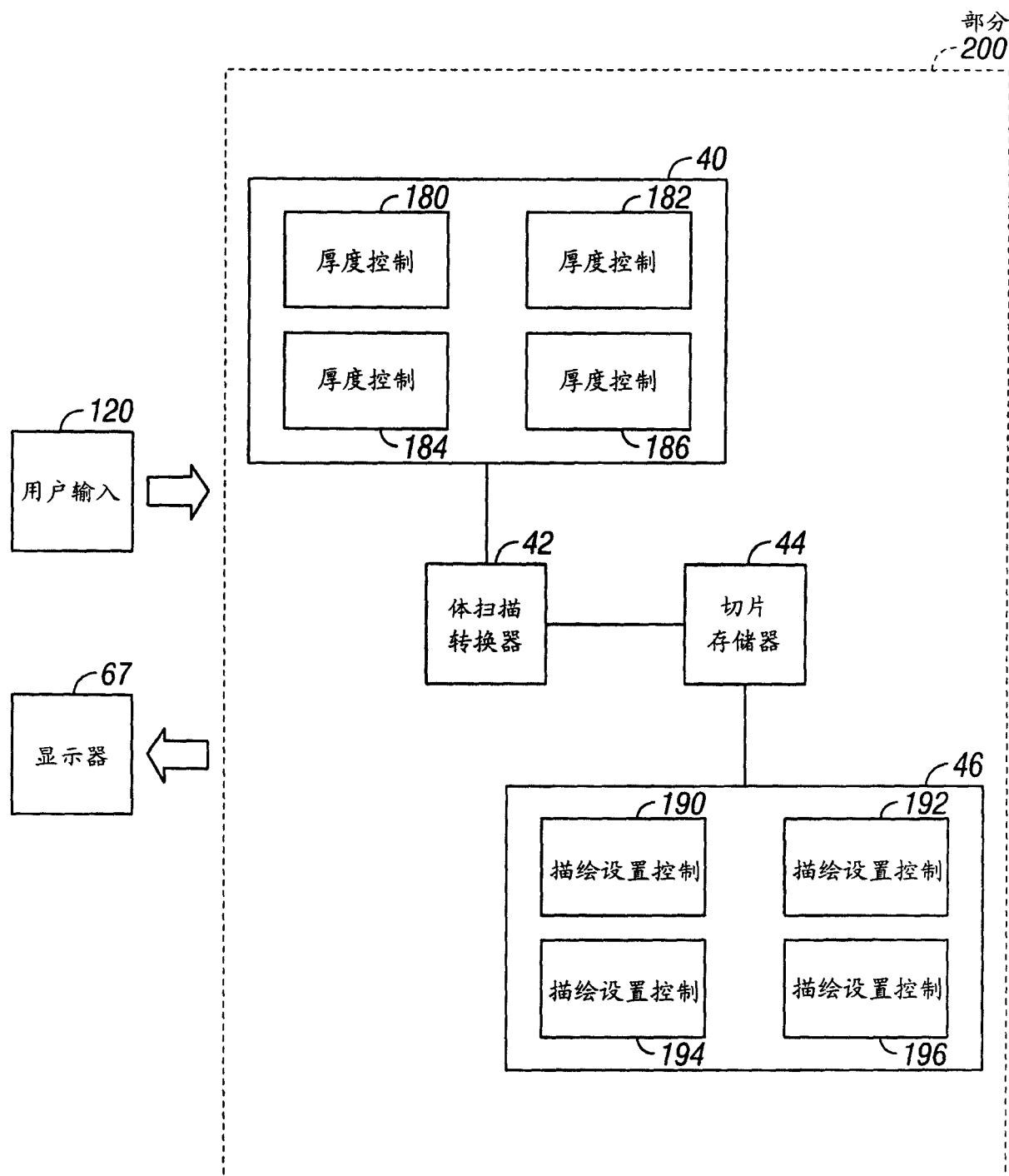


图 8

专利名称(译)	用来呈现多幅增强图像的方法和设备		
公开(公告)号	CN1589747A	公开(公告)日	2005-03-09
申请号	CN200410074915.3	申请日	2004-08-30
申请(专利权)人(译)	GE医药系统环球科技公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医药系统环球科技公司		
[标]发明人	阿瑟格里茨基 约瑟夫施泰宁格		
发明人	阿瑟·格里茨基 约瑟夫·施泰宁格		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 G01S7/52 G06T1/00 G06T15/08 G01N29/00		
CPC分类号	G01S7/52063 G01S7/52074 A61B8/00 A61B8/483		
代理人(译)	王志森		
优先权	10/652747 2003-08-29 US		
其他公开文献	CN1589747B		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

提供了一种用来呈现不同解剖特征的多幅增强图像(160 ~ 166)的方法和设备。获取具有多种解剖特征的超声体数据集合。多幅增强图像(160 ~ 166)是基于数据集合内多种解剖特征而同时呈现的。

