

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/12 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 02803082.6

[45] 授权公告日 2006 年 12 月 6 日

[11] 授权公告号 CN 1287741C

[22] 申请日 2002.7.23 [21] 申请号 02803082.6
[30] 优先权

[32] 2001.7.31 [33] US [31] 09/914,464

[86] 国际申请 PCT/IB2002/003150 2002.7.23

[87] 国际公布 WO2003/011139 英 2003.2.13

[85] 进入国家阶段日期 2003.5.30

[73] 专利权人 皇家飞利浦电子有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

[72] 发明人 D·G·米勒 M·佩斯茨恩斯基
H·贝克

审查员 孙晓静

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 崔幼平 章社杲

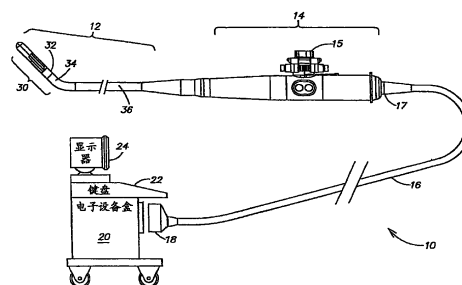
权利要求书 2 页 说明书 31 页 附图 39 页

[54] 发明名称

经食道的以及经鼻、食道的超声成像系统

[57] 摘要

本发明涉及一种用于生理组织成像的半侵入式超声成像系统，其包括：与二维超声换能器阵列相连的经食道或者经鼻经食道的探头；发送波束生成器；接收波束生成器；和图像生成器。二维超声换能器阵列设置在探头的细长主体的远端部上。发送波束生成器与换能器阵列相连并且构造成将几个超声波束发送到由方位定向和标高定向所限定的选择图形上。接收波束生成器与换能器阵列相连并且构造成根据在所选择的组织体积上反射的回波来获取超声数据。组织体积是由方位定向和标高定向以及所选择的扫描范围限定的。接收波束生成器构造成根据所获取的超声数据来合成图像数据。图像生成器构造成以接收图像数据并生成被显示在图像显示器上的所选择的组织体积的图像。优选的是，图像生成器构造成根据图像数据生成几个关于所选择的组织体积的正射投影图。



1. 一种用于生理组织成像的经食道超声成像系统，其包括 TEE 探头（12），

所述 TEE 探头包括：

带有远端（30）的细长半挠性主体（36），

连接到所述细长半挠性主体的远端的挠性区域（34），

连接到所述挠性区域的远端的远端尖端（50），

连接到所述细长半挠性主体的近端的探头手柄（14），所述探头手柄包括通过所述细长半挠性主体连接到所述挠性区域的定位控制器（15）；和

处于所述远端尖端处的矩阵二维超声换能器阵列；

所述 TEE 探头的特征在于，

所述矩阵二维超声换能器阵列（42）可被操作来电子引导波束在多于体积区域的两平面上；

远端尖端（50）包括连接到所述二维超声换能器阵列的元件的集成电路（62）。

2. 如权利要求 1 所述的经食道超声成像系统，其特征在于，远端尖端还包括位于所述二维超声换能器阵列的元件后面的阵列背衬（60）。

3. 如权利要求 1 所述的经食道超声成像系统，其特征在于，远端尖端还包括散热器（68），作为集成电路所产生的热的传热作用。

4. 如权利要求 1 所述的经食道超声成像系统，其特征在于，细长半挠性主体包括胃窥镜管。

5. 如权利要求 1 所述的经食道超声成像系统，其特征在于，所述探头包括与该探头的联接区域共同地布置的锁定机构，所述锁定机构构造成在所述阵列相对于所关注的组织区域定向后锁定就位在该所述二维超声换能器阵列。

6. 如权利要求 1 所述的经食道超声成像系统，其特征在于，所述二维超声换能器阵列的元件被设置为两子阵列（43，44）。

7. 如权利要求 6 所述的经食道超声成像系统，其特征在于，还包括多个组内接收预处理器（220），每个所述组内接收预处理器与子阵列的元件相连。

8. 如权利要求 7 所述的经食道超声成像系统, 其特征在于, 每个组内接收预处理器 (220) 被设置成延迟和结合由相关子阵列的元件的信号。

9. 如权利要求 1 所述的经食道超声成像系统, 其特征在于, 还包括平行的波束生成器 (225), 响应于由矩阵二维超声换能器阵列 (42) 的元件接收的信号, 设置成同时合成多个接收波束。

10. 如权利要求 1 所述的经食道超声成像系统, 其特征在于, 还包括图像系统, 响应于由矩阵二维超声换能器阵列 (42) 的元件接收的信号, 设置成在从矩阵二维超声换能器阵列的平面延伸的图像平面中产生一个或多个图像。

11. 如权利要求 10 所述的经食道超声成像系统, 其特征在于, 所述图像系统起作用以产生多个空间不同图像; 以及还包括方位图标生成器 (289), 设置成产生显示所述空间不同图像的相对取向的显示方位图标。

12. 如权利要求 1 所述的经食道超声成像系统, 其特征在于, 还包括连接于所述 TEE 探头的图像系统, 该图像系统包括用于响应于由矩阵二维超声换能器阵列 (42) 的元件接收的信号的边界检测器 (302, 322)。

经食道的以及经鼻、食道的超声成像系统

本发明涉及半侵入式超声成像系统，特别涉及能够提供几种二维平面图和用于显现患者体内三维解剖结构的投影图的经食道的超声成像系统以及经鼻、食道的超声成像系统。

非侵入式、半侵入式和侵入式超声成像系统已经广泛用于观察人体内的组织结构，诸如心脏结构、腹部器官、胎儿和脉管系统。半侵入式系统包括经食道的超声成像系统，而侵入式系统包括脉管内成像系统。根据组织的类型和部位，不同的系统能够更好地获取或者提供更好的内部生理组织的视场。

一般说来，超声成像系统包括与多频道的发送波束和接收波束生成器相连的换能器阵列。发送波束生成器以预定的时序将电脉冲提供给各个换能器，以生成从阵列沿着预定方向传播的发送波束。当发送波束通过身体时，部分声能从具有不同的声学特性的组织结构被反射回到换能器阵列。接收换能器（可以是以接收模式工作的发送换能器）将被反射的压力脉冲转换成被提供给接收波束生成器的相应的电RF（射频）信号。由于从反射点到各个换能器的不同距离，被反射的声波以不同的时间达到各个换能器，这样，RF（射频）信号具有不同的相位。

接收波束生成器具有多个处理频道，处理频道具有与加法器相连的补偿延迟元件。接收波束生成器选择用于每一个频道的延迟值，以便结合从所选择的焦点反射的回波。因此，当延迟信号被求和时，由对应于该点的信号产生强信号。但是，来自于不同点的信号对应于不同的时间具有随机相位关系，从而破坏性地干扰。接收波束生成器选择能够控制接收波束相对于换能器阵列的取向的这样的相对延迟。这样，接收波束生成器可动态地操控接收波束以便具有所需的取向，并且可在所需的深度处使它们聚焦。因此，超声系统获取声学数据。

为了实时观察组织结构，已经使用各种超声系统来产生二维和三维图像。常规的超声成像系统获取垂直于作用于患者身体的换能器阵列的表面的二维图像平面。为了产生三维图像，超声系统必须在三维体积上获取声学数据，例如通过使一维（或者一维半）换能器阵列移动经过几个位置。或者，二维换能器阵列可获取在多个图像平面上的扫描数据。

在每一种情况下，该系统存储图像平面数据以重建三维图像。但是，为了使诸如心脏的活动器官成像，快速地获取数据并且尽可能快地生成图像是重要的。这需要高帧频（即，单位时间生成的图像数量）和图像数据的快速处理。但是，空间扫描（例如，当将一维阵列移动经过几个位置时）不是瞬时的。这样，当使活动器官成像时，时间维度与三个空间维度相互缠结干扰。

几种超声系统已经利用数据获取、体积重建和图像显现来生成3D（三维）图像。一种常规的超声系统利用换能器探头扫描患者目标组织以及接收多个数据帧来获取数据。该系统相对于在前的帧、参考帧或者参考位置得出每一帧的位置和取向指示。接着，该系统将帧数据和每一帧的相应指示用作对于体积重建和图像显现过程的输入。该3D超声系统通过限定一参考坐标系来进行体积重建，每一个图像帧以记录的图像帧的序列设置在该参考坐标系内。参考坐标系是用于包含用于生成3D图像的所有图像平面的3D体积的坐标系。第一图像帧用于限定参考坐标系（从而限定3D体积），参考坐标系具有三个球面坐标轴（ r_v , θ_v 和 ϕ_v 轴）或三个正交坐标轴（即， x_v , y_v 和 z_v 轴）。每一个图像帧是具有两个极坐标轴（即， r_i 和 θ_i 轴）或者两个正交坐标轴（即， x_i 和 y_i ）的2D切片（即，平面图像），其中 i 是第 i 个图像帧。这样，在一个图像平面内的每一个取样点在用于这样的图像平面的图像平面坐标系中具有图像平面坐标。为了在参考坐标系中记录样本，在适合的图像平面坐标系中的取样点坐标被变换到参考坐标系中。如果一个图像平面样本没有出现在参考坐标系的特定整数坐标处，那么该系统进行插值，以在最近的参考坐标系点之间分配图像平面样本。

为了存储样本数据或者由样本数据得出的插值，该系统分配存储器地址空间，其中存储器可被映射到参考坐标系。这样，给定的参考体积切片的给定一排的数值（例如沿着 z 轴得到的）可被存储在序列编址单元中。另外，在这样的切片中的相邻排的数值可被存储在相邻的第一存储器地址空间中。该系统可通过计算包含六个补偿值的变换矩阵进行递增重建。具有在 x 方向上（沿着图像的该排）计算 x , y 和 z 坐标的三个补偿值，具有在 y 方向上（在图像的该列下）计算 x , y 和 z 坐标的三个补偿值。接着，该系统计算重建体积的角部并且将它们与界定体积的坐标进

行比较。接下来，该系统确定所获取的图像和界定坐标的相交部分并且将它们变换回到图像坐标系。这可利用几个数字信号处理器来完成。

另外，该系统可计算重建体积的当前状态的正交投影。正交投影使用较简单的绘制计算（无需计算插值以进行从参考坐标系到显示图像光栅坐标系的转变）。该系统可使用最大强度投影（MIP）绘制法，其中沿着体积的深度方向投射射线，并且所遇到的最大值是为该射线所投射的值（例如，用于得到在2D图像投影上的给定光栅点的像素的数值）。该系统递增地重建和实时地显示目标体积。操作者可实时地观察目标体积和扫描效果并且通过反复地对所需区域进行特意扫描来改善所显示的图像。操作者也可以新的视角重新开始进行体积重建。

该图像显现方法随着时间的推移获得3D体积的2D图像投影以生成转动图像或者以新的视角生成图像。该系统使用剪切扭曲因子分解方法来获得给定的一个或者多个视频图像帧的新2D投影。对于每一个视角变化，该方法将观察变换矩阵的必要因子分解成平行于体积数据的切片的3D剪切。剪切的投影形成2D中间图像。可进行2D扭曲以产生最终的图像，（即，以所需视角的3D体积的2D投影）。该系统使用以不同视角的最终图像序列以产生目标体积的实时旋转视图。

已知的其它系统仅在三维显示中使用功率多普勒图像以消除由结构信息信号所产生的大量杂乱回波。这样的多普勒系统以平面图像的序列将带有空间坐标的多普勒功率显示值存储在图像序列存储器中。使用者可提供包括视角范围的处理参数。例如，使用者可输入以在垂直于在序列中的第一图像的平面的平面中的一个视线为参照的视角范围和范围增量。根据这些输入计算所需数量的三维投影。接着，该系统通过首先从图像序列存储器调取平面多普勒功率图像再利用扫描变换器和显示处理器进行顺序处理而形成最大强度投影的必需序列。处理器使每一个平面图像转动到其中一个被投射回到观察平面的视角。

多普勒系统基于最大强度累积被投影的平面图像像素。每一个被投影的平面图像被覆盖在先前累积的投影图像上但是在图像平面中的一个转置区域中，该转置区域与视角和平面间的间隔存在这样的函数关系：视角越大，一个图像到下一个图像之间的转置位移越大。从累积的图像中选择的显示像素是从在图像中的每一个点处累积的所有覆盖像素中取得的在图像平面中的每一个点处的最大强度像素。这有效地表现

了观察器沿着观察器和三维显示之间的每一个视线所观察到的多普勒功率的最大强度。

该系统可转动、投射、转置、覆盖和选择在所有平面图像的每一个像素处的最大强度，接着将所得到的对于该视角的三维显示存储在图像序列存储器中。可根据使用者的指令调取和显示被存储的三维序列。当实时调取和显示该序列时，使用者可看到在获取平面图像的体积区域中出现的动作或者流体流动的三维显示。以三维方式观察该体积区域，好像使用者围绕该区域移动并且从改变的视角观察动作或者流动。观察器可来回扫过该序列，在两个方向上给出在该体积区域周围移动的效果。

利用改进的二维超声成像系统提供三维超声图像也是已知的。这样的三维超声成像系统可使用常规的超声成像硬件和扫描变换器。二维超声成像系统获得多个二维图像。该系统通过扫描变换处理图像以使它们在各个图像平面上转动并且投影回到参考平面，参考平面可是初始图像平面。可使用常规的扫描变换硬件重新调节扇形图像的扇形角或者深度，或者进行图像的长宽比。该系统对于每一个图像投射多个平面并且接着以合成图像的序列存储它们，其中每一个合成图像包括一组相互之间偏置的相应的投影图像。每一个合成图像是由平面图像信息所占据的三维区域的不同视图。

上述系统可在显示器上重放合成图像序列以描绘三维区域，好像三维区域正在观察器前面转动。另外，该系统可调取基于三维观察透视并以三维表现形式顺序显示的被存储的合成图像。

还没有广泛使用超声成像系统的医疗过程有几种。目前，例如干涉技术心脏病学家主要使用荧光成像来引导和移动在脉管系统或者心脏中的装置。这些过程通常是在心脏导管插入实验室（Cathlab）或者电生理学实验室（Eplab）中进行。在心脏导管插入过程中，荧光检查器在实时帧频上使用X射线以为医生提供包括心脏的胸部的传输图。具有相互之间以90°安装的两对发送器-接收器的双平面荧光检查器提供心脏结构的实时传输图像。这些图像由于能够为医生提供心脏的三维几何结构的感觉而有助于医生对各个导管的定位。

尽管荧光检查法是一种有效的技术，但是它不能提供对于软组织具有良好的对比度的高质量图像。另外，医生和辅助医疗人员必须穿铅防护服并且必须尽可能地减小荧光检查时间以减少X射线对它们的辐射。

另外，由于X射线的有害效果，而使荧光检查法对于一些患者是不能使用的，例如孕妇。近年来，经胸廓的和经食道的超声成像已经很有效地用于临床和外科手术中，但是还没有广泛地用于患者经受干涉技术的心脏导管插入实验室和电生理学实验室中。

因此，需要提供经食道或经鼻、食道的超声成像系统和方法，其可提供快速的和应用用于计算机的廉价的实时成像。图像应该能够有效地显现包括各个结构的内部解剖结构并且提供所关注的组织的选择视图。一种提供准确的解剖结构并且便于理解的实时图像的超声系统和方法能够在医学上获得另外的应用。

本发明涉及用于使三维解剖结构成像和/或使导入患者体内的医疗装置（例如，治疗装置、诊断装置、矫正装置、血管支架）成像的新颖的经食道的超声设备或者方法。

根据一个方面，一种用于生理组织成像的经食道的超声成像系统包括：与二维超声换能器阵列相连的经食道的探头；发送波束生成器；接收波束生成器；和图像生成器。二维超声换能器阵列设置在探头的细长主体的远端部上。发送波束生成器与换能器阵列相连并且构造成在由方位定向和标高定向所限定的选择图案上发送多个超声波束。接收波束生成器与换能器阵列相连并且构造成能够从在所选择的组织体积上反射的回波中获取超声数据。组织体积是由方位定向和标高定向以及所选择的扫描范围限定的。接收波束生成器构造成能够由所获取的超声数据来合成图像数据。图像生成器构造成能够接收图像数据，并生成能够在图像显示器（视频显示器，打印机等）上显示所选择的组织体积的图像。

该方法的优选实施例包括下列特征的一个或者多个：

图像生成器构造成由图像数据生成至少两个关于所选择的组织体积的正射投影图，并且图像显示器构造成以便显示所述至少两个投影图。

超声成像系统可包括表面检测器和控制处理器。表面检测器构造成从控制处理器接收图像参数并由图像数据生成表面数据。图像生成器构造成由表面数据生成能够显示在图像显示器上的投影图像。

表面检测器是B型扫描边界检测器，而图像生成器构造成由图像数据和表面数据生成包括投影图像的平面图。另外，图像生成器构造成由图像数据和表面数据生成至少两个正射投影图，每一个正射投影图包括

平面图和投影图像。表面检测器可以是C型扫描边界检测器，并且图像生成器构造成以生成C型扫描图。

超声成像系统包括为经食道的探头或者经鼻、食道的探头。经食道的探头包括与探头的联接区域共同地布置的锁定机构，所述锁定机构构造成在阵列相对于所关注的组织区域定向之后使换能器阵列锁定就位。经鼻、食道的探头包括与探头的联接区域共同地布置的锁定机构，所述锁定机构构造成在阵列相对于所关注的组织区域定向之后使换能器阵列锁定就位。

换能器阵列和波束生成器构造成以相控阵列的模式工作并且对于几个分别具有指定的标高位置的图像扇区在所选择的方位范围上获取超声数据。换能器阵列包括多个与发送和接收波束生成器相连的子阵列。

图像生成器构造成由图像数据生成至少两个关于所选择的组织体积的正射投影图，并且图像显示器构造成显示所述至少两个投影图。图像生成器构造成生成作为正射B型扫描图的两个正射投影图以及生成作为C型扫描图的一个正射投影图。

经食道的探头也可包括与探头的联接区域共同地布置的锁定机构，所述锁定机构构造成在阵列相对于所关注的组织区域定向之后将换能器阵列锁定就位。

超声成像系统包括控制处理器，控制处理器构造成并布置成基于由使用者所提供的范围数据控制超声波束的发送和控制图像数据的合成。换能器阵列包括多个可与发送和接收波束生成器相连的子阵列，并且控制处理器构造成控制子阵列的布置以使组织体积的回波数据的获取达到最佳。控制处理器构造成发送波束生成器和接收波束生成器提供扫描参数，所述扫描参数包括成像深度、帧频、或者方位角与标高的扫描比。

控制处理器构造成接收输入数据和提供输出数据，使发送和接收波束生成器改变方位范围。控制处理器构造成接收输入数据和提供输出数据，使发送和接收波束生成器改变标高范围。控制处理器构造成图像生成器提供数据以通过重新计算正射投影图来校正所述图的偏转角。通过改变方位范围或者标高范围，医生可在所关注的组织的中心处的较小

数据体积上引导扫描。通过在较小的体积上扫描，该系统通过提高帧频来改善活动组织的实时成像，这是因为它收集了较少的数据点。

图像生成器包括至少一个图插值处理器和至少一个图标生成器，所述图插值处理器构造成以生成至少两个正射投影图，所述图标生成器构造成以生成至少两个与所述至少两个正射投影图相关的图标，并且所述图像生成器包括至少一个边界检测器，其构造成并布置成以检测组织边界。

图插值处理器布置成以生成B型扫描图和C型扫描图，C型扫描图是通过从B型扫描图接收C型扫描指定信息而生成的。图插值处理器是方位图插值处理器。图插值处理器是标高图插值处理器。图插值处理器包括选通峰值检测器。

边界检测器是B型扫描边界检测器，插值处理器还可布置成从B型扫描边界检测器接收数据以突出正射投影图中的边界。边界检测器是C型扫描边界检测器，插值处理器还可布置从C型扫描边界检测器接收数据以突出正射投影图中的边界。

图像生成器包括偏转角校正处理器。图像生成器包括范围处理器，所述范围处理器构造成以提供两个范围指针以用于生成C型扫描投影图。范围处理器构造成接收限定这两个范围指针的使用者输入。图标生成器构造成以生成显示方位角范围和显示最大方位角范围的方位图标。图标生成器构造成以生成显示标高角范围和显示最大标高角范围的标高图标。

根据另一个方面，一种经食道的超声成像方法通过下列步骤进行：将一经食道的探头导入食道中并且以相对于所关注的组织区域的所选择的取向使二维超声换能器阵列定位；在所选择的方位范围和所选择的位置标高范围上将超声波束发送到来自于换能器阵列的多个发送扫描线上；以及根据由方位范围、标高范围和所选择的扇形扫描深度所限定的所选择的组织体积反射的回波来获取换能器阵列超声数据并由所获取的超声数据来合成图像。接下来，由所选择的组织体积的图像数据来生成图像并显示所生成的图像，从而实现该超声成像方法。

最好，该经食道的超声成像方法可包括下列一个或者多个步骤：利用能够以相控阵列模式工作和在选择方位范围内获取关于具有已知标高位置的几个图像扇区的超声数据的发送和接收波束生成器来进行

发送和获取的步骤。生成步骤包括在组织体积上生成至少两个正射投影图，并且显示步骤包括显示至少两个正射投影图。

该成像方法可用于将手术器械定位在由正射投影图所显示的所关注的组织处。成像方法可用于在基于正射投影图的手术过程中核实手术器械的位置。成像方法可在利用手术器械进行手术的同时进行正射投影图的发送、获取、生成和显示。该成像方法可在利用手术器械进行手术后进行正射投影图的发送、获取、生成和显示。

至少两个正射投影图的生成可包括生成所选择的C型扫描图。所选择的C型扫描图的生成可包括提供用于所选择的C型扫描图的C型扫描指示。该指示可包括限定一个底视图或者限定一个顶视图。C型扫描的生成可包括利用C型扫描边界检测器检测组织边界以及利用选通峰值检测器为C型扫描选择超声数据。

成像方法可包括为控制处理器提供输入数据和提供来自于控制处理器的输出数据以引导发送和接收波束生成器改变方位范围。成像方法可包括为控制处理器提供输入数据和提供来自于控制处理器的输出数据以引导发送和接收波束生成器改变标高范围。控制处理器也可为图像生成器提供数据以通过重新计算正射投影图来校正所述图的偏转角。通过改变方位范围或者标高范围，医生可在所关注的组织的中心处的较小数据体积上引导扫描。通过扫描较小的体积，该系统通过提高帧频来改善活动组织的实时成像，这是因为它收集了较少的数据点。

至少两个正射投影图的生成可包括生成与所选择的方位范围和最大方位范围相关的方位图标或者与所选择的标高范围和最大标高范围相关的标高图标。

具体地，本发明提出一种用于生理组织成像的经食道超声成像系统，其包括TEE探头，所述TEE探头包括：带有远端的细长半挠性主体，连接到所述细长半挠性主体的远端的挠性区域，连接到所述挠性区域的远端的远端尖端，连接到所述细长半挠性主体的近端的探头手柄，所述探头手柄包括通过所述细长半挠性主体连接到所述挠性区域的定位控制器；和处于所述远端尖端处的矩阵二维超声换能器阵列；所述TEE探头的特征在于，所述矩阵二维超声换能器阵列可被操作来电子引导波束在多于体积区域的两平面上；远端尖端包括连接到所述二维超声换能器阵列的元件的集成电路。

远端尖端还包括位于所述二维超声换能器阵列的元件后面的阵列背衬。

远端尖端还包括散热器，作为集成电路所产生的热的传热作用。

细长半挠性主体包括胃窥镜管。

所述探头包括与该探头的联接区域共同地布置的锁定机构，所述锁定机构构造成在所述阵列相对于所关注的组织区域定向后锁定就位在所述二维超声换能器阵列。

所述二维超声换能器阵列的元件被设置为两子阵列。

还包括多个组内接收预处理器，每个所述组内接收预处理器与子阵列的元件相连。

每个组内接收预处理器被设置成延迟和结合由相关子阵列的元件的信号。

还包括平行的波束生成器，响应于由矩阵二维超声换能器阵列的元件接收的信号，设置成同时合成多个接收波束。

还包括图像系统，响应于由矩阵二维超声换能器阵列的元件接收的信号，设置成在从矩阵二维超声换能器阵列的平面延伸的图像平面中产生一个或多个图像。

所述图像系统起作用以产生多个空间不同图像；以及还包括方位图标生成器，设置成产生显示所述空间不同图像的相对取向的显示方位图标。

还包括连接于所述TEE探头的图像系统，该图像系统包括用于响应于由矩阵二维超声换能器阵列的元件接收的信号边界检测器。

图1示出了包括经食道的成像探头的超声系统，所述经食道的成像探头包括远端部分和半挠性细长主体。

图2和图2A是经食道的成像探头的刚性区域的示意性截面图。

图3是以平面内的J钩的形式联接的经食道的探头的联接区域的示意性截面图。

图3A是以平面外的J钩的形式联接的经食道的探头的联接区域的示意性截面图。

图3B是以平面内的S钩的形式联接的经食道的探头的联接区域的示意性截面图。

图3C是用于经食道的探头的联接区域中的联接链的透视图。

图4示出了用于说明正射投影图的回波数据的扫描体积。

图4A、图4B、图4C、图4D和图4E示出了通过与如结合图3至图3B所述的远端部分连接所生成的扫描体积的不同取向。

图5以图表的形式示出了图1的超声系统的图像生成器。

图5A以图表的形式示出了图1的超声系统的控制处理器。

图5B以图表的形式示出了与超声系统的发送波束生成器和接收波束生成器相连的超声换能器阵列。

图5C以图表的形式示出了用于在图5中所示系统中的选通峰值检测器。

图6、图6A、图6B和图6C示出了由图5中所示系统生成的各种扫描图形。

图7示出了由图1的超声成像系统所提供的五个正射投影图。

图7A示出了通过改变偏转角校正的图7的正射投影图。

图8、图8A、图8B和图8C示出了用于心脏成像的经食道的探头和经鼻经食道的探头的导入和使用。

图9A和图9B是带有插入在食道中的成像探头和位于右心室中的切除导管的人类心脏的截面图。

图9C是人类心脏的投影图。

图9D是包括显示切除导管的顶剖视图的人类心脏的投影图。

图10A、图10B和图10C是由图9A和图9B中所示的成像探头所收集的正射投影图。

图11A和图11B是带有插入在食道中的成像探头和位于左心室中的切除导管的人类心脏的截面图。

图11C是包括如图11A和图11B中所示的显示切除导管的底剖视图的人类心脏的投影图。

图11D是人类心脏的投影图。

图12A、图12B和图12C是由图11A和图11B中所示的成像探头所收集的正射投影图。

图13A和图13B是带有插入在食道中的成像探头和位于左心室中的切除导管的人类心脏的截面图。

图13C是人类心脏的投影图。

图13D是包括如图13A和图13B中所示的显示成像探头和切除导管的顶部视图的人类心脏的投影图。

图14A、图14B和图14C是由图13A和图13B中所示的成像探头所收集的正射投影图。

参见图1，经食道的（TEE）成像系统10包括经食道的探头12，探头12带有探头手柄14，探头12通过电缆16、应变消除部件17和连接器18与电子设备盒20相连。电子设备盒20以键盘22作为界面并且为视频显示器24提供成像信号。电子设备盒20包括发送波束生成器、接收波束生成器和图像生成器。经食道的探头12具有与细长的半挠性主体36相连的远端部分30。细长部分36的近端与探头手柄14的远端相连。探头12的远端部分30包括刚性区域32和挠性区域34，挠性区域34与细长主体36的远端相连。探头手柄14包括用于联接挠性区域34从而使刚性区域32相对于所关注的组织定向的定位控制器15。细长的半挠性主体36能够插入到食道中。可利用市售的胃窥镜和图2和图2A中所示的远端刚性区域制成经食道的探头12。整个插管的长度为110厘米，直径为30F。胃窥镜例如是由Welch Allyn (Skananteles Falls, NY) 制造的。

参见图2和图2A，经食道的成像探头12包括在接合区域40与挠性区域34接合的远端刚性区域32。远端区域32包括用于封装超声换能器阵列42、电连接器和相关电子元件的远端顶壳50。换能器阵列42最好是一个超声换能器元件的二维阵列。远端顶壳50包括下顶壳52和上顶壳54，上顶壳54具有超声窗口56和位于换能器阵列42前面的匹配媒体。顶壳50的前部为具有修圆的顶端的子弹形（或者球丸形）以便于插入到穹窿中和在食道中前进。另外，壳体54具有包围窗口56的凸形。超声窗口56也可包括超声透镜和用于冷却而埋入透镜材料中的金属箔。

换能器阵列42被粘接在阵列背衬60上，各个换能器元件与集成电路62相连，如在美国专利US 5,267,221中所述的。集成电路62利用线接头66与电路板64相连。该结构以传热的方式与散热器68相连。经食道的探头包括两个挠曲性能极好的电路58和58A，电路58和58A提供电路板64和探头连接器18之间的连接。挠曲性能极好的电路具有各向同性的弯曲性能，例如折叠成褶形或者缠绕成螺旋形。或者，可利用同轴电缆代替挠曲性能极好的电路。

或者,成像系统10可使用一种经鼻、食道的成像探头。经鼻、食道的成像探头包括与带有二维换能器阵列的远端部分相连的插管。插管的长度为100厘米至110厘米,直径为10F至20F。二维换能器阵列被粘接在阵列背衬上,并且各个换能器元件与集成电路相连,如上面详细描述

的。

图3、图3A和图3B是经食道的成像探头12的挠性区域34的示意性截面图。成像探头12包括与定位控制器15(图1)接合的联接机构以联接挠性区域34。挠性区域34具有扭转刚度并且基本上不会扭转。如下面所述的,临床医生调节定位控制器15(图1)以各种方式联接挠性区域34,以便使刚性远端区域32定位和使换能器阵列42相对于所关注的组织体积定向(如图8和图8A中所示)。临床医生接着可将被联接的挠性区域34的位置锁定,以在探头操控或者超声检查过程中以保持换能器阵列42的位置。在一个优选实施例中,挠性区域34包括多个与至少一个通过使控制旋钮15定位而可控制的推拉电缆(或者杆)共同地布置的联接链71、72或者80。联接链被挠性护套70覆盖。

图3示出了以平面内的J钩的形式联接的挠性区域34。挠性区域34由近侧链71、一组链72(如图3C中所示)和在连接处75与高挠性推拉杆74的远端相连的远侧链80制成的。控制旋钮15的定位控制位于手柄14中的一个或者几个齿轮齿条机构。当齿轮齿条机构近侧地移动推拉杆74时,挠性区域34弯曲并且形成平面内的J钩的形式,其中刚性区域32和挠性区域34位于同一个平面内。与在远端处和远侧链80相连的推拉杆74共同地布置的联接链72的设计形式有助于平面内的弯曲。图3C中示出了联接链72。

参见图3C,联接链72具有环形结构,环形结构包括连接两个邻近的链72的枢转铰接件。枢转铰接件包括两个设置在链72的相对两侧并且分别从凹入表面88A和88B(未示出)延伸的铰接销86A和86B(在该透视图中未示出)。铰接唇缘90A和90B包括内表面91A(也未示出但为了说明对称性而描述)和91B,内表面91A和91B具有与表面88A和88B的形状互补的形状。铰接唇缘90A和90B还分别包括用于接收铰接销的孔92A和92B。

联接链72还包括止挡表面94和止挡表面96。止挡表面94被设置在这样的位置,即,能够提供在推拉杆74的拉动作用下由每一个链推动的联

接区域34的预选择的最大弯曲度。止挡表面96位于这样的高度处,即,当设置在沟道73中的推拉杆74没有拉动远侧链80时能够使联接区域34采用直的取向。或者,设计止挡表面96以使联接区域34能够采用任何选择的取向。例如,可设计止挡表面96以便当推拉杆74拉动远侧链80时使联接区域34能够采用相反的弯曲。联接链72由塑料或者金属制成,诸如也可为位于内部的电线提供电屏蔽的黄铜或者不锈钢。联接链72的表面被设计成带有护套的形式,从而在没有卡或者夹套70的情况下也可使联接链72容易弯曲。

图3A示出了以平面外的J钩的形式联接的远端部分30。挠性区域34由近侧链71、远侧链80和另一组远侧链82制成的。推拉杆74在沟道73(图3C)中从齿轮齿条机构延伸到在链80中的连接部分75。推拉杆76从与远侧链82相连的远端77延伸到靠近手柄14的另一齿轮齿条机构(未示出)。推拉杆74近侧地移动以弯曲联接区域34。推拉杆76移动与刚性远端区域32相连的远侧链82;这两种移动形成具有移动到刚性远端区域32的平面外的挠性区域34的平面外的J钩的形式。

图3B示出了以平面内的S钩的形式联接的远端部分30。挠性区域34包括近侧链71、链组72A、锚固链84、一组链72和与刚性远端区域32相连的远侧链82。推拉杆74从其与链84相连的远端75延伸到位于手柄14附近的齿轮齿条机构。推拉杆78从其与链82相连的远端79经链72、链84、链72A和链71延伸到与位于导管手柄中的另一齿轮齿条机构。联接链72A基本上是链72的镜像,但包括两个用于接收推拉杆74和78的沟道。链72能够在一个取向上进行联接,并且链72A能够在180度的对称取向上联接。通过近侧地移动推拉杆74,齿轮齿条机构启动联接区域34的近端部分沿着一个方向的移动。另外,通过近侧地移动推拉杆78,齿轮齿条机构使联接区域34的远端部分沿着另一个方向弯曲,从而形成平面内的S钩。即,平面内的S钩具有位于同一平面中的挠性区域34和远端刚性区域32。

图3B中所示的联接区域可被进一步变型以包括如链72A中所示的位于变型的链72内的推拉杆76。通过近侧地移动推拉杆76,联接区域34形成平面外的S钩。平面外的S钩具有位于一个平面中的挠性区域34和弯曲到平面外的远端刚性区域32。该布置能够使换能器阵列42倾斜并且将其拉回以达到与所关注的组织之间的所需的距离。临床医生操控控制旋钮

15直至探头的顶端已经被联接到换能器阵列42具有所需的相对于所关注的组织体积的取向的位置。当换能器阵列42被适当地定位时，临床医生利用制动器将联接机构锁定在其当前的位置处。在联接机构被锁定后，成像系统收集回波数据，如图8和图8A中所示。

在优选实施例中，TEE（经食道）成像系统或者经鼻的TEE成像系统包括发送波束生成器、接收波束生成器、图像生成器、表面检测器（或者边界检测器）和图像显示器，图5至图5C中以图表的形式示出了所有这些部件。该系统生成几个使用平面成像和投影成像技术的新颖的正视图。首先参照图4描述图像的获得。图4示出了有换能器阵列42所收集的的数据的扫描体积（即，图像体积）V。由发送波束生成器200A收集的换能器阵列42（参照图5B所述的）在所选择的仰角 Φ 的方位角方位范围内发射超声线。换能器阵列42在所选择的扫描范围（R）和方位角范围（ $\theta = \pm 45^\circ$ ）上检测由接收波束生成器200B定时的回波以获取一个图像平面的超声数据，如图4中所示，例如S₀。为了使组织体积V成像，成像系统在分布在一定仰角范围（ $\Phi = \pm 30^\circ$ ）上的标注为S₋₁、S₋₂、S₋₃、S₀、S₁、S₂和S₃的几个图像平面（被称为2D切片或者图像扇区）上收集数据。

图4A至图4E示出了由具有参照图3至图3C所述的探头联接部分的成像探头12所收集的扫描体积的不同取向的示例。特别是，图4A示出了由具有笔直延伸的挠性区域34的成像探头12所收集的图像体积100。成像系统在上述几个图像平面S₋₁、S₋₂、S₋₃、S₀、S₁、S₂和S₃上的回波数据。图4B示出了由具有如图3中所示的以平面内的J钩形式联接的挠性区域34的成像系统所收集的扫描体积120。J钩可在向前的方向上（如图4B中所示）或者向后的方向上被联接，并且如参照图3A所述的，也可被移动到平面外。图4C示出了由具以平面外的J钩形式联接的挠性区域34的成像系统所生成的扫描体积104。图4D和图4E示出了当挠性区域34以平面内的S钩形式和以平面外的S钩形式联接时由成像系统所生成的扫描体积106和108。

图5、图5A和图5B以图表的形式示出了目前优选实施例所涉及的成像系统。如图5A中所示，成像系统的整个操作是由控制处理器140控制的。控制处理器140接收来自于输入控制器142至167的指令并且为输出控制器170至191提供信号。控制处理器140将控制数据提供给波束生成器200，并且为图像生成器250提供图像控制数据，图像生成器250包括

处理和显示电子器件。如在图5B中以图表的形式示出的，波束生成器200包括发送波束生成器200A和接收波束生成器200B。通常，发送波束生成器200A和接收波束生成器200B例如可是如在美国专利US 4,140,022; US 5,469,851; 或者US 5,345,426中所述的模拟或者数字波束生成器，所有这些文献在这里引入作为参考。

根据一个实施例，换能器阵列42最好是超声换能器元件的二维阵列，可利用电控开关将超声换能器元件布置成元件组（即，子阵列）。所述开关可选择地将换能器元件连接在一起以形成具有不同几何布置的子阵列。即，该二维阵列是电子配置的。开关也可使所选择的配置与如图5B中所示的发送波束生成器200A或者接收波束生成器200B相连。换能器元件的每一个几何布置被设计成使发送的超声波束或者检测的接收波束达到最佳的形式。

可利用如在1993年11月30日授权给Miller等人的美国专利US 5,267,221中所述的常规技术制造换能器阵列42。换能器元件可具有100-300微米的中心与中心的间隔。换能器元件的尺寸和换能器元件之间的间隔取决于换能器超声频率和所需的图像分辨率。

参见图5B，该成像系统包括换能器阵列42，换能器阵列42具有指定的发送子阵列 $43_1, 43_2, \dots, 43_M$ 和指定的接收子阵列 $44_1, 44_2, \dots, 44_N$ 。发送子阵列 $43_1, 43_2, \dots, 43_M$ 分别与组内发送预处理器 $210_1, 210_2, \dots, 210_M$ 相连，组内发送预处理器 $210_1, 210_2, \dots, 210_M$ 又与发送波束生成器频道 $215_1, 215_2, \dots, 215_M$ 相连。接收子阵列 $44_1, 44_2, \dots, 44_N$ 分别与组内接收预处理器 $220_1, 220_2, \dots, 220_N$ 相连，组内接收预处理器 $220_1, 220_2, \dots, 220_N$ 又与接收波束生成器频道 $225_1, 225_2, \dots, 225_N$ 相连。每一个组内发送预处理器 210_i 包括一个或者多个能够提供发送脉冲的数字脉冲发生器和一个或者多个能够放大发送脉冲以激励相连的换能器元件的电压激励器。或者，每一个组内发送预处理器 210_i 包括接收来自于常规发送波束生成器的信号的可编程延迟线。例如，市售的超声系统HP Sonos 5500的发送输出可与组内发送预处理器 210_i 相连，代替目前为HP Sonos 5500制造的换能器元件（它们都由Hewlett-Packard Company，现为Agilent Technologies, Inc., Andover, MA制造的）。

每一个组内接收预处理器 220_i 可包括加法延迟线或者与加法元件（求和点）相连的几个可编程的延迟元件。每一个组内接收预处理器 220_i

延迟各个换能器信号；增加延迟的信号；并且为一个接收波束生成器频道 225_i 提供求和的信号。或者，一个组内接收处理器为一个并行的接收波束生成器的几个接收波束生成器频道 225_i 提供求和的信号。并行的接收波束生成器能够同时合成几个接收波束。每一个组内接收预处理器 220_i 也可包括几个用于同时接收来自于几个点的信号的加法延迟线（或者多组可编程的延迟元件，并且每一组延迟元件与求和点相连），如在1998年5月28日提出的序号为No. 09/085, 718的美国申请中详细描述，序号为No. 09/085, 718的美国申请在这里引入作为参考。

控制处理器140经总线2161为发送波束生成器频道 $215_1, 215_2, \dots, 215_n$ 提供延迟指令并且还经总线211为组内发送预处理器 $210_1, 210_2, \dots, 210_n$ 提供延迟指令。该延迟数据将所生成的发送波束引导并聚焦在所选择的发送图形的发送扫描线上，例如在图6至图6C中所示的。控制处理器140还经总线226为接收波束生成器频道 $225_1, 225_2, \dots, 225_n$ 提供延迟指令并且还经总线221为组内接收预处理器 $220_1, 220_2, \dots, 220_n$ 提供延迟指令。所施加的相对延迟控制被合成的接收波束的引导和聚焦。每一个接收波束生成器频道 225_i 包括可变增益放大器，可变增益放大器控制作为被接收的信号深度的函数的增益，还包括使声学数据延迟以视线波束引导和合成波束的动态聚焦的延迟元件。加法元件230接收来自于接收波束生成器频道 $225_1, 225_2, \dots, 225_n$ 的输出并且增加输出以为图像生成器250提供所得到的波束生成器信号，如在图5中详细示出的。波束生成器信号表示沿着一个接收扫描线合成的接收超声波束。

根据另一个实施例，换能器阵列42包括较多数量的元件，其中仅被选择的元件与集成电路相连。换能器阵列42具有成行和成列布置的各个换能器元件。电控开关选择地连接在行和列中的相邻的元件。另外，阵列也可包括用于选择地连接相邻的、对角设置的换能器元件的电控开关。所选择的换能器元件可与诸如HP Sonos 5500的成像系统或者下面描述的系统的发送或者接收频道相连。T/R（发送/接收）开关使同一组元件选择性地与发送或者接收频道相连。可直接连接或者通过一个或者多个其它换能器元件间接连接。

利用发送波束生成器适当地将元件连接成组并且使元件定相，可使所生成的超声波束沿着所需的扫描线被发送并且在所需的深度处被聚焦。各种换能器连接如在1998年3月19日提出的序号为No. 09/044, 464

的美国申请中描述的, 序号为No. 09/044, 464的美国申请在这里引入作为参考。例如, 可通过闭合相邻的列开关使换能器元件成列地连接在一起。接着经一个所选择的行的一个选择的换能器元件使每一列与不同的系统频道相连, 如图5B中所示。然后, 定相的换能器元件形成垂直于阵列平面并且是竖直的(即, 平行于所选择的列)的成像平面。标高方向是水平的, 如图4中所示。

但是, 成像系统可利用相对于换能器行任意取向的并具有列的成像平面(S_{-1} 、 S_{-2} 、 S_{-3} 、 S_0 、 S_1 、 S_2 和 S_3)生成扫描体积 V 。例如, 在不同的行和列中的换能器元件与系统频道互连以在相对于换能器行和列以一定角度取向的平面中提供成像。例如, 相邻的行和列的换能器元件以阶梯状图形与波束生成器相连。该布置提供了与相对于列取向以45度取向的平面平行的图像。在另一个实施例中, 换能器元件与波束生成器相连以形成约为圆形的轮廓线。这改善了标高聚焦控制。声中心可被放置在与系统频道相连的任何元件上。通常, 通过确定适合的等延迟轮廓线和沿着这些轮廓线连接元件可使该换能器布置与标高聚焦控制结合。

成像系统通过执行所选择的扫描图形在体积 V 的所选择的尺寸上获取回波数据。图6示出了例如通过如参照图4所述的收集在几个图像平面(2D切片) S_{-1} 、 S_{-2} 、 S_{-3} 、 S_0 、 S_1 、 S_2 和 S_3 上的回波数据执行的100%矩形扫描图形240。但是, 为了减少扫描时间, 成像系统可在以所关注的组织区域为中心的较小的体积上执行数据扫描。例如, 图6A示出了椭圆形扫描图形242, 它包括如图6中所示的矩形扫描图形240中所用的扫描线的70%。图6B示出了菱形图形244₁, 它仅包括了扫描线的50%, 以及图6C示出了星形图形246, 它仅包括了扫描线的25%。

参见图7, 成像系统可生成和显示几个在分别具有零度方位角和标高位置的两个正交的中心平面 S_0 和 L_0 (图4)内的独特的图。所生成的图包括在所关注的区域或者2D切片的整个区域上生成的投影图像。特别是, 当从 $y = \infty$ 向着 $y = 0$ 的方向使平面 S_0 (仰角 $\Phi = 0^\circ$)成像时, 该图被称为前投影图286。后投影图(图7中未示出)是从 $y = -\infty$ 向着 $y = 0$ 的方向被成像。处于在从 $x = \infty$ 向着 $x = 0$ 的方向和从 $x = -\infty$ 向着 $x = 0$ 的方向成像的 L_0 (方位角 $\theta = 0^\circ$)的图像扇区分别被称为右侧投影图292和左侧投影图291。成像系统可生成和显示顶投影图337, 该顶投影图337是从 $z = \infty$ 向着 $z = 0$ 的方向成像的所选择的组织表面的变型C型扫描图像。变型

C型扫描图像的位置可被预选、限定在平面图（图像平面）中或者限定在前投影图或者侧投影图中，如图7中所示。成像系统还生成和显示底投影图336，底投影图336是从 $z = 0$ 向着 $z = \infty$ 的方向成像的所选择的组织表面的变型C型扫描图像。但是，投影方向通常不必与x、y或者z轴平行，但是可是由临床医生选择的任何方向。

成像系统设计成能够提供便于临床医生理解的图形。如图7中所示，图像显示器将前投影图（286）定位在中心，将左侧投影图（291）定位在左手侧，以及将右侧投影图（292）定位在前投影图的右手侧。另外，图像显示器将顶投影图（337）显示在前投影图的上方，并且将底投影图（336）显示在前投影图的下方。在每一个图的后面具有显示图标。显示图标370、372、374、376和378提供取向并且分别提供相关的图286、291、292、337和336的扫描范围。临床医生可基于提供在各个图和显示图标中的信息选择和预选扫描参数和显示器参数。该系统接着生成新的图和相关的显示图标，如下面描述的。

图7A示出了对于30度的偏转角重新计算的图7的新的正交图。左侧投影图291A和右侧投影图292A分别对应于左侧投影图291和右侧投影图292（图7）。左侧图标372A和右侧图标274A示出了在重新计算偏转角后的新的显示区域。类似地，顶图标376A和底图标378A为临床医生显示偏转角。

重要的是，成像系统可在平面图的整个区域上或者在由临床医生观察所获得的平面图（即，2D切片图像）后限定的所关注的区域上生成投影图像。如果仅在所关注的区域上生成投影图像，那么每一个图像包括在所关注的区域内的投影图和在所关注的区域外部的平面图（2D切片）。特别是，右侧视图包括在所关注的区域内的右侧投影图和和平面 L_0 处的平面图。类似地，左侧视图包括在所关注的区域内的左侧投影图和和平面 L_0 处的平面图。即，图291和292（或者291A和292A）仅在所关注的区域内不同，在左侧投影图和右侧投影图被生成和显示的情况下，并且在所关注的区域外侧是相同的。

成像系统最初为临床医生提供前视图和侧视图。成像系统还提供在扫描体积上的至少一个变型的C型扫描图像，该变型的C型扫描图像是垂直于前视图平面和侧视图平面的所选择表面的图像，V.A临床医生可手动选择（或者该系统可自动选择）被显示在变型的C型扫描图像中的表

面。成像系统实时地以15Hz以上（最好在20Hz以上，或者在30Hz至100Hz的范围内）的帧频生成这些正交投影图。

参见图5、图5A和图5B，成像系统包括发送波束生成器200A和接收波束生成器200B、控制处理器140、包括表面检测器或者边界检测器的图像生成器250和图像显示器。如图5A中所示，控制处理器140为波束生成器200提供控制数据，诸如时限170、扫描线号171和范围175，从而控制在图形扇区内的扫描。在另一个实施例中，发送波束生成器200A对来自于换能器元件的发送进行定相以在饼形扇区中在所选择的角分布上沿着几个间隔的发送扫描线发出超声波束。在接收模式中，接收波束生成器200B对换能器元件进行定相以在所选择的角分布上沿着一个或者几个间隔的接收扫描线检测超声回波。例如在美国专利US 4,140,022; US 4,893,283; US 5,121,361; 或者US 5,469,851中描述了与相控阵列相连的发送波束生成器和接收波束生成器的操作。

为了限定B型扫描的参数，控制处理器140接收限定扇区扫描深度148、帧频150和方位/标高扫描比152的输入数据。扇区扫描深度限定被检测的回波的扫描范围（R），例如4厘米、8厘米或者10厘米，这取决于换能器阵列相对于所关注的生理组织的位置。临床医生可根据所关注的组织结构选择帧频150。对于活动器官的实时图像，帧频必须为每秒至少几帧以避免由于组织的移动而使图像模糊。使用者还选择方位/标高扫描比152，方位/标高扫描比152使B型扫描在从单个扇区的大方位扫描（即，在图像扇区内的扫描线的大角度范围）到大量扇区上进行的最小方位扫描（即，在大标高位移上扫描的每一个扇区的小角度范围）的范围内变化。这样，方位/标高扫描比152对于C型扫描提供了底视图336的底视图图像高宽比（即，x/y尺寸）和顶视图337的顶视图图像高宽比，如图7中所示。

控制处理器140根据优选的扇区扫描深度、帧频、方位/标高扫描比计算每一个扇区的扫描线之间的角间隔和扫描线（171）的号码。基于初始值，处理器140分配最大可能的扫描线号和最大可能的扇区。特别是，处理器140计算扫描扇区之间的角间隔，即，扇区角（173）和扇区（174）的号码。控制处理器140为波束生成器200提供这些数值。

控制处理器140选择由波束生成器200执行的扫描顺序。发送波束生成器在对每一个扇区计算的范围内沿着扫描线引导定相超声波束的发

送。对于每一个发送的扫描线，接收波束生成器对换能器元件进行定相以沿着相应的接收扫描线检测超声回波。或者，接收波束生成器合成来自于在所选择的角分布上间隔的几个接收扫描线的扫描数据，例如在1998年3月24日提出的序号为No. 09/046, 437、标题为“提高相控阵列成像系统的帧频”的美国申请中描述的，序号为No. 09/046, 437的美国申请在这里引入作为参考。利用带有频率为高达10MHz的中心频率的60%以下的通频带的滤波器对RF数据进行滤波，所述通频带的频率最好为在5MHz至7MHz的范围内的中心频率的35%。

控制处理器140接收时间增益补偿（TGC）输入142、横向增益补偿（LGC）输入144和由临床医生提供的或者存储在存储器中的标高增益补偿（EGC）输入146。TGC（时间增益补偿）控制通常在不连续的步骤中调节作为与换能器阵列之间的距离的函数的接收频道增益。TGC控制补偿了超声波在通过媒体传播时的衰减。LGC（横向增益补偿）控制改变了作为特定扫描线的方位位移的函数的接收频道增益，但沿着扫描线的增益不受与换能器阵列之间的距离的影响。在由于该组织的解剖结构而使超声信号在特定区域减小的情况下，或者在患者中的组织取向导致回波信号具有变化的强度的情况下，LGC控制是需要的。EGC（标高增益补偿）控制改变作为标高位移的函数的接收频道增益，即，调节一个所选择的扫描扇区（即，扫描图）的增益。使用者也可以手动的方式重新调节TGC、LGC和EGC以使图像“看起来”更好。

参见图5，接收波束生成器200B为图像生成器提供检测的RF回波信号，图像生成器包括时间增益补偿器（TGC）262、横向增益补偿器（LGC）264以及标高增益补偿器（EGC）266，图像生成器进行上述的校正。EGC266为B型扫描信号处理器272、C型扫描信号处理器315和边界检测器302和322提供补偿信号。

或者，利用合理增益补偿（RGC）代替TGC262、LGC264和EGC266，在美国专利US 5,195,521和在“Rational Gain Compensation for Attenuation in Cardiac Ultrasonography,” Ultrasonic Imaging, 第5卷,第214-228页（1983年）中对合理增益补偿（RGC）进行了描述。RGC在区分血液和心脏组织时补偿衰减。RGC利用一个阈值，在低于该阈值时反向散射信号被限定为“零”，改变血液和心脏组织的信号增益。在这种情况下，反向散射信号来自于血液。

参见图5，图像生成器包括能够接收来自于包络检测器274和317的滤波和补偿数据的后处理器276和318。后处理器276和318通过将数据绘制到一组选择曲线上控制每一个数据点的对比度。在将对比度级分配给每一个数据点后，可使用扫描线缓冲器临时保存扫描线的数据。

图像生成器包括扫描线数据体存储器278和边界数据体存储器280。扫描线数据体存储器278接收处理过的回波数据并且还从处理器140接收显示线号172、扇区号174和范围175。数据体存储器278通过将一个号分配给每一个扇区以及在方位方向上将另一个号分配给每一个扫描线。存储在数据体存储器278中的数据矩阵的尺寸取决于声帧频。每一个扫描周期（即，声帧）利用在由方位范围和标高范围所描绘的扫描体积上所获取的数据充填数据矩阵。扫描线号对应于数据体矩阵中的列号。扇区号对应于数据体矩阵中的行号。扫描范围数据对应于在该数据体矩阵中的列高度。数据体存储器278提供其输出279以观察处理器285和290。

边界数据体存储器280还接收被处理的回波数据以及来自于多数票决处理器308的数据。边界数据体存储器280还接收来自于处理器140的显示线号173、扇区号174、范围175和B型扫描表面对比度179。数据体存储器280还以矩阵的形式存储数据。数据体存储器280提供其输出281以观察处理器285和290。

方位图插值处理器285和标高图插值处理器290接收来自于存储器278和存储器280的数据和来自于B型扫描边缘指示器310和C型扫描边缘指示器330的数据。根据图输入，插值处理器285和290分别生成所选择的前视图和所选择的侧视图。前视图和侧视图被提供给显示平面存储器300，显示平面存储器300又将视频信号350提供给视频显示器。根据B型扫描数据，临床医生可选择包括所选择的组织区域的区域。临床医生通过设定距离选通门或者在成像组织周围限定所关注的区域（ROI）选择所关注的组织。

成像系统被设计成自动工作或者与临床医生相互作用的形式。临床医生可通过看前平面图或者侧平面图（即，B型扫描图像）绘制所关注的区域的轮廓。基于所绘制的轮廓（或者其它输入），控制处理器140将ROI（所关注的区域）周长输入153转换成范围175，ROI标示和门控176。它们可被显示在视频显示器上以显示一个区域的轮廓。它们也可

被提供给边界检测器302和边界检测器322以响应于来自于ROI内的点的回波进行表面（边界）检测。这样，能够使表面检测器（即，至少一个边界检测器302或者322）在ROI周长内建立投影图形区域，从而使表面检测器进行表面显现。

注意到组织表面或者组织结构通常在单个平面图或者图范围内和外波动是重要的。几种现有技术所涉及的超声系统可仅以2D切片或者平面的形式显示回波数据。这样的平面图可提供具有随机的区域拼凑。本发明认为，临床医生显现或者理解这样的平面图像可能是困难的，特别是当换能器阵列没有与所关注的表面完全对准时。为了解决这个问题，本发明的成像系统利用平面成像和投影成像来显现组织表面并且通常显现患者体内的三维解剖结构（包括治疗装置、诊断装置、矫正装置、血管支架等）。

如图5B中所示，B型扫描边界检测器302包括信号处理器304、组织指示器306、多数票决处理器308和边缘指示器310。美国专利US 5,195,521（该文献在这里引入作为参考）披露了一种多数票决（majority vote）电路和用于生成ROI（所关注的区域）的电路。控制处理器140为边界检测器302提供ROI启用输出176、线号输出171和扇区号输出174。信号处理器304根据RF数据获得对来自于组织的回波和来自于血液的回波之间的差异敏感的特征以提高组织边界定位的精度。该特征是来自于组织和来自于血液的整体反向散射的振幅。信号处理器304确定整体反向散射的振幅并且将其提供给组织指示器306。（或者，组织指示器306可直接接收回波RF数据。）

组织指示器306根据回波来自于组织或者血液的判断输出1或者0的信号。多数票决处理器308确定在扫描扇区内的各个扫描线的大多数信号是0或者1。即，多数票决处理器308在每一个范围处产生一个关于由组织指示器306所提供的信号表示来自于组织的回波或者来自于血液的回波的信号指示。多数票决处理器308对于包括当前正在扫描的线的大多数连续扫描线产生该信号。如果指示器306对于大多数线输出表示在一个范围内的反射来自于组织的信号，那么多数票决处理器308输出表示反射来自于组织这样情况的信号。类似地，如果指示器306对于大多数线输出不同的信号，那么多数票决处理器308输出另一个表示反射来自于血液这样情况的信号。

边缘指示器310随着由多数票决处理器308提供的信号的变化而变化以产生用于形成在该图像中的腔或者室的轮廓线的短脉冲。特别是，边缘指示器310包括边缘指示器电路（在美国专利US 5,195,521中所描述的），无论多数票决处理器308的输出何时从高电平变为低电平，边缘指示器电路例如在1微秒的时间内输出高逻辑电平，反之亦然。来自于边缘指示器310的输出312被提供给处理器285和290以使B型扫描边界加亮。另外，来自于多数票决处理器308的输出309被提供给上述边界数据体存储器280。

C型扫描边界检测器322以与B型扫描边界检测器302类似的方式工作。C型扫描边界检测器322包括信号处理器324、组织指示器326、多数票决处理器328和边缘指示器330。控制处理器140为边界检测器322提供距离选通启用输出177、线号输出171和扇区号输出174。信号处理器324根据RF数据获得来自于组织和来自于血液的整体反向散射的振幅并且将其提供给组织指示器326。组织指示器326根据回波来自于组织或者血液的判断输出1或者0的信号。多数票决处理器328确定在扫描扇区内的各个扫描线的大多数信号是0或者1。即，多数票决处理器328在每一个范围处产生一个关于由组织指示器326所提供的信号表示来自于组织的回波或者来自于血液的回波的信号指示。

如对于边缘指示器310所述的，边缘指示器330随着由多数票决处理器328提供的信号的变化而变化以产生用于形成在该图像中的腔或者室的轮廓线的短脉冲。特别是，无论多数票决处理器328的输出何时从高电平变为低电平；即，检测回波从组织变化到血液，边缘指示器330输出高逻辑电平，反之亦然。来自于边缘指示器330的输出332被提供给处理器285和290以使C型扫描边界加亮。另外，来自于多数票决处理器328的输出329被提供给选通峰值检测器320。

参见图5C，选通峰值检测器320提供跟随位于所选择的ROI或者范围内的所选择的组织表面的C型扫描数据。采样器352接收来自于后处理器318的输出319并将采样的数据提供给保持电路356和延迟电路360。另外，多数票决处理器328的输出329被提供给正触发器比较器354和负触发器比较器358。当多数票决处理器328检测近组织表面时，正触发器比较器354为保持电路356提供启用信号，保持电路356又将其输出357提供给近/远表面电路364。

临床医生利用输入162选择顶视图或者底视图，并且控制处理器140将近/远表面输出184提供给近/远表面电路364，近/远表面电路364用作一个开关。当多数票决处理器328正在检测远表面时，负触发器比较器358为保持电路362提供启用信号，保持电路362又将其输出363提供给近/远表面电路364。近/远表面电路364接收来自于控制处理器140的近/远表面值184。根据近/远表面输出184，近/远开关为偏转角调节处理器335以及对比度调节处理器340提供信号357或者363。即，近/远开关364确定选通峰值检测器320发送来自于RF信号的正向边缘的大数值或者发送来自于RF信号的负向边缘的大数值。这样，系统生成了顶视图和底视图（都是变型的C型扫描图像）的数据。

如上所述，选通峰值检测器320从RF信号中选择近或者远表面数据并将其发送给偏转角调节处理器335。对于零度调节（即，偏转角调节输出183等于零），那么该数据未经改变地被提供给对比度调节处理器340。对比度调节处理器340对于底视图和顶视图（即，两个C型扫描图像）进行单独的对比度调节。临床医生提供C型扫描对比度输入156，控制处理器140根据C型扫描对比度输入156提供C型扫描输出178。例如，组织可以白线的形式在前视图和侧视图（B型扫描横截面）上被看到，但是临床医生可能想以灰色的形式观察以在底视图中寻找界标、损伤或者治疗装置。C型扫描对比度产生了真实的组织表面状况。在对比度调节后，对比度调节处理器340为缩放调节处理器345提供对比度调节数据。缩放调节处理器345以一定比例绘制对比度调节数据以用于前视图和侧视图（即，B型扫描图像）上并且为视频显示器存储器300提供数据。

超声成像系统10提供六个自由度以获得和调节图像。电子调节提供三个自由度以获得所选择的图取向。另外三个自由度来自于换能器阵列42相对于所选择的组织结构的空间取向。通过联接图3至图3B中所示的联接区域34使换能器阵列42定向。联接改变扫描体积的取向，从而如图4A至图4E中所示，改变前视图、侧视图和底视图的取向。图像生成器250提供可推断的和便于理解的三维组织架构图。

可通过为控制处理器140提供新的输入值以电子的方式使正交投影图286、291和292重新定位。在观察前视图286（或者后视图）和侧视图291或者292后，临床医生可通过输入关于扫描扇区深度148、帧频150、或者方位与标高扫描比152以电子的方式改变或者使扫描体积V重新定

位,从而进行另一个扫描。或者,临床医生可通过改变新的扫描的间距补偿158或者滚动补偿159来重新选择成像组织。间距补偿在方位方向上改变扫描线。滚动补偿改变线相对于换能器阵列42的标高,从而如图4中所示,改变各个图像扇区的位置。这样,临床医生可在以所关注的组织为中心的较小的数据体上引导扫描。通过在较小的体积上进行扫描,该系统能够通过提高帧频来改善活动器官的实时成像,这是由于它收集了较少的数据点。或者,该系统在较少的体积上收集相同数量的数据点以提高分辨率。

成像系统10使用几个图标来提供可理解的图像。参见图5、图5A和图7,方位图标生成器289接收间距调节181并且提供数据以显示前视图的前方位图标370(或者后视图的后方位图标)。标高图标生成器299接收滚动调节182并且提供数据以显示左图291的左标高图标372(在图7中所示)和右图292的右标高图标374。偏转角图标生成器346接收偏转角调节183并且提供数据以显示表示偏转角取向的顶图标376和底图标378(图7)。临床医生使用图标能够更好地理解图像。另外,临床医生使用图标将声束操控和引导到所关注的选择值或者相对于换能器阵列42的取向使图像定位和定向。

成像系统10也可以电子的方式改变正射投影图(即,前、后、侧、顶和底视图)的表示。在观察前视图和侧视图(如图7中所示)后,临床医生可通过改变偏转角补偿160改变图的取向。偏转角输出183被提供给处理器285、290和335,处理器285、290和335对前、侧、顶和底视图重新计算。重新计算的前视图286A、左侧视图291A、右侧视图292A、顶视图337A和底视图336A如图7A中所示。另外,方位图标生成器289提供数据以显示前视图方位侧视图370A,标高图标生成器299提供数据以显示左图标高图标372A和右图标高图标374A。偏转角图标生成器346提供数据以显示顶视图图标376A和底视图图标378A。

偏转角调节通常需要插值以生成新的扫描线平面。这些是利用数据体矩阵由最近的一组扫描线产生的以产生新的数据平面(即,扇区)。该插值方法使用与由能够将极坐标数据转换成显示器所用的进行坐标数据的实时2D系统进行的扫描转换方法相同的原理(例如,见美国专利US 4,468,747或者US 5,197,037)。每一个重新计算的数据平面可被存储在与处理器285和290相关的存储器中。该重新计算的数据平面被提供

给视频显示器平面存储器300，接着利用信号350将其提供给视频监视器（如图5中所示）。扫描转换器288和298将获得的关于R、 θ 的超声数据转换成用于方位和标高平面的XY格式。扫描转换器288和298的构成如在美国专利US 4,468,747；US 4,471,449或者US 5,197,037；或者“Ultrasound Imaging: an Overview”和“A Scan Conversion Algorithm for Displaying Ultrasound Images”，1983年10月的Hewlett-Packard Journal, 中所描述的。

重要的是，整个系统提供六个自由度以获得和产生高质量图像。成像探头12提供三个自由度以使换能器阵列42相对于被检查的组织定位。通过联接、转动和移动远端部分30，临床医生将换能器阵列42操控到所选择的位置并且使阵列42相对于被检查的组织定位。成像电子器件通过选择间距、滚动和偏转角数值提供另外三个自由度以产生图像。显示系统可根据存储在存储器中的所收集的扫描数据产生用于不同偏转角数值的新（重新定向的）图像。显示器格式总是从一个位置（或者位置范围）到另一个是可推断的并且便于临床医生联接，如下面描述的。临床医生将由于TEE（经食道）或者经鼻的TEE探头以及提供图像的解剖结构校正取向的新颖的显示系统的新颖的探头设计而理解三维结构（实时）。该新颖的探头设计具有位于如图9A至图14C中所示的饼状图像的顶点处的换能器阵列42的中心线。

参见图8，在收集数据之前，临床医生将引导具有导入器135的经食道的探头通过嘴130、咽喉132进入到食道380中。在探头和导入器经过悬壅垂133后，探头的远端部分50位于GI轨迹内的需要位置处。带有换能器阵列42的远端部分50可位于食道内，如图8B中所示，或者位于胃的底部，如图8C中所示。为了对心脏成像，发送波束生成器使发射的脉冲聚焦在较大的深度处，并且接收波束生成器检测来自于距离10-20厘米远的结构的回波，与例如在插入到心脏中的血管内导管中所用的范围相比，其范围远很多。

或者，如图8A中所示，临床医生将带有鼻导入器136的经鼻经食道的探头引导到左鼻孔134（或者右鼻孔）中，接着使它们在鼻咽中移动，经过悬壅垂133进入到食道380中。鼻导入器136具有较大的内径并且具有较薄的柔软的壁。在导入程序中，经鼻的TEE探头可支撑鼻导入器136的护套。两个元件都是弯曲的以与患者的鼻咽管的内部几何形状相符。

在导入后，经鼻的TEE探头在食道380中向下移动并且带有换能器阵列的远端位于GI轨迹内的需要位置处。

与TEE成像探头类似，经鼻的TEE探头位于食道内（如图8B中所示）或者位于胃381的底部（如图8C中所示）并且其取向能够对所关注的组织成像。在每一种情况下，成像系统产生几个新颖类型的图像。成像系统特别适用于利用靠近检查范围对附近的组织成像，这是由于它能够提供关于活动器官诸如心脏的实时成像。

参见图8B和图8C，成像探头可对医疗装置成像，诸如被插入心脏中的气囊导管或者切除导管。切除导管400（例如，由Medtronic, Inc., Sunnyvale, CA制造的导管）被插入到左心室394中，其远端部分402位于心肌399的内表面附近或者其上。临床医生将理解三维结构（实时），这是由于上述的探头新颖设计而导致的。新颖的显示系统提供操作键图7和图7A中所述的正射投影图的解剖结构校正取向。

图9A是人类心脏沿着其长轴线的横截面图，并且图9B是沿着心脏的短轴线的横截面图。图9A至图9D没有被显示在成像系统的视频显示器上，但是这里提供是为了便于说明。图9A和图9B示出了位于食道380中（图8B）的探头12的远端部分30（如图1和图2中所示）以及也位于右心室386内的切除导管400的远端部分402。

成像系统使用换能器阵列42收集回波数据并且提供其正射投影图（即，具有相互之间基本上垂直的取向的图），如图10A、图10B和图10C中所示。这三个正射投影图是前视图420、左侧视图450和顶视图470，它们为具有在所关注的区域内或者所关注的范围内的投影图的平面图。成像系统的视频显示器显示每一个正射投影图和相关的图标，如参照图7和图7A中所述的。在下面的描述中，我们利用投影图的标准定义，例如在Engineering Drawing and Geometry，由 R.P. Holster 所著，John Wiley & Sons, Inc., 1961年中提供的。

参见图9A，以相控阵列模式操作的换能器阵列42在由线412和413和范围距离414所绘制的方位角范围上收集回波数据。图10A示出了相应的前视图420和前视图图标430。前视图图标430包括阵列轴线432并且示出了对应于方位角范围的前视场434。阵列轴线432示出了对于偏转角调节243的所选择的数值（图7A）的换能器阵列42的纵向轴线。在图10A中，前视图420示出了位于将右心室386和左心室394分离的隔膜388（如图9A

中所示)的近表面(顶表面)389上的切除导管400的远端部分402。前视图420还部分地示出了在左心室394和主动脉396之间的主动脉瓣395。临床医生可设定门控416和417以及ROI标示415的位置。

参见图9B和图10B,成像系统还可通过在由线445和446以及ROI标示448绘制的所选择的仰角范围上收集回波数据来产生左侧视图450。换能器阵列42(图9A)在选择数量的图像扇区上收集回波数据,其中线470表示前视图平面的位置。左侧视图450显示了左心室394的一部分、右心室386、隔膜388和位于隔膜388的右心室表面389上的导管400的远端部分402。参见图10B,左图图标460示出了可用侧视场462和仰角范围464,在侧视场462和仰角范围464内获取图像扇区。

图9C和图9D是人类心脏的投影图。图9D示出了显示如在图9A和图9B中所限定的范围(即,门控416和417)内切除导管的远端部分402和隔膜388的表面389的顶部剖面图。相应的图10C显示了由在距离选通门416和417内的B型扫描数据所产生的C型扫描投影顶视图470,并且显示了顶视图图标490。顶视图470示出了位于隔膜388的近表面389上的导管400的远端部分402。距离选通门416和417和角范围线412、413、445和446限定了顶视图470的面积。顶视图470的面积不等于阴影面积,这是由于隔膜388的近表面389的曲率导致的。图10C还显示了顶视图图标490,顶视图图标490包括矩形阵列492和阵列轴线494。轴线494相对于矩形区域492的边的角度表示顶视图470的偏转角,其中在这种情况下,偏转角等于零。

图11A和图11B示出了与图9A和图9B类似的心脏的横截面图。成像系统显示了相应的前视图420A(如图12A中所示)和左侧视图450A(如图12B中所示)。但是,在图12A和图12B中所示的图像中,成像系统使用与图10A和图10B中所示的不同的距离选通门416和417和角范围线412、413、445和446的数值,这是由于导管400的远端部分目前位于左心室394内。另外,成像系统显示了底视图500(如图12C中所示),而不是顶视图470(如图10C中所示),在设定如图12A和图12B中所示的距离选通门416A和417A后。

图11A是心脏沿着长轴截面的横截面图。成像系统收集回波数据并且产生前正射投影图420A,如图12A中所示。该系统使用一个由线412A和413A所绘制的新的方位角范围,其小于投影图420所用的方位角范

围。选择较小的方位角范围是由于所关注的表面距离阵列42较远。通常，在相控阵列模式中，与较远的区域相比，成像系统利用较大的方位角和仰角范围对靠近阵列42的所关注的区域成像。

参见图12A，前视图420A显示了隔膜388、导管400的远端部分402、左心室394、二尖瓣392和主动脉瓣395的一部分，所有这些都在范围414A内。前视图420A可显示导管400的远端部分402，例如在心肌组织的切除或者血管再造的过程中。图12A还显示了前视图图标430A，前视图图标430A包括与对应于由线412A和413A限定的方位角范围的实际前视场434A成一定角度的阵列轴线432A。前视图图标430A包括对应于最大方位角范围的用前视场436A。图11B是心脏沿着短轴的横截面图。图11B示出了探头12的远端部分30（位于食道380内）和位于左心室394内的切除导管400的远端部分402。

图12B显示了左侧视图450A和左侧视图图标460A。成像系统产生左侧视图450A，左侧视图450A示出了充有含氧的血液的左心室394的一部分、充有脱氧的血液的右心室386的一部分。导管400的远端部分402在距离选通门416A和417A内位于隔膜388的远表面389A（底表面）附近。左侧视图图标460A示出了可用侧视场462A和实际侧视场464A。实际侧视场464A显示由换能器阵列42发出的线的仰角范围，它是由线445A和446A绘制的。可用侧视场462A对应于最大仰角范围。

图11C和图11D是人类心脏的投影图。图11C示出了显示如在图12A和图12B中所限定的范围内的远端部分402和隔膜388的底表面389A的底部剖面图。图12C显示了由在距离选通门416A和417A内的B型扫描数据所产生的C型扫描投影底视图500。底视图500示出了位于隔膜388的远表面389A（左心室表面）上的远端部分402。距离选通门416A和417A和角范围线412A、413A、445A和446A限定了图12C中所示的底视图500的面积。底视图500的面积不等于阴影面积，这是由于近表面389A的曲率导致的。图12C还显示了底视图图标520，底视图图标520包括矩形阵列522和阵列轴线524。轴线524相对于矩形区域522的边的角度表示底视图500的偏转角，其中在这种情况下，偏转角等于零。

成像系统的视频显示器显示了上述正射投影图和总处于相同位置的相关图标，如图7中所示。每一个图像和图标的便利定位使临床医生更容易对于成像组织的实际解剖结构的图像进行校正。在提供另一个偏

转角数值160（图5和图5A）后，图像生成器对所有的正射投影图进行重新计算并且将它们显示在标准位置处。图标生成器289、299和346对图标430A、460A和520的数据进行重新计算，所有这些图标被再次显示在标准位置处。显示的图像具有解剖结构校正取向。

图13A和图13B示出了与图11A和图11B中所示的类似的心脏的横截面图。但是，在图13A和图13B中，成像系统使用距离选通门416B和417B和角范围线412B、413B、445B和446B，这是由于导管400的远端部分402目前位于左心室394内的组织表面399上。成像系统基于图14A和图14B中的距离选通门的设定显示顶视图470B（如图14C中所示）。

图13A和图13B示出了位于右心室386中的探头12的远端部分30和位于左心室394内的切除导管400的远端部分402。如上所述，成像系统使用换能器阵列42收集回波数据并且产生如图14A、图14B和图14C中所示的正射投影图。视频显示器在如图7和图7A中所示的预定位置处显示正射投影图和相关图标。

特别是，图14A示出了截面图420B和前视图图标430B。前视图420B示出了位于组织表面399上的导管远端部分402。前视图420B还示出了在左心室394和左心房390之间的二尖瓣392。临床医生可设定门控416B和417B和ROI标示415B的位置。前视图图标430B显示了阵列轴线432B以及可用前视场436B和实际前视场434B。实际前视场434B对应于由线412B和413B限定的方位角范围，而可用前视场436B对应于最大方位角范围。实际前视场434B和可用前视场436B之间的关系显示间距调节181（图5A）。相对于实际前视场434B的阵列轴线432B表示偏转角调节183的所选择的数值（图5A）。

参见图13A和图14B，成像系统还可通过在由线445B和446B以及ROI标示448B绘制的所选择的仰角范围上收集回波数据来产生左侧视图450B。左侧视图450B显示了隔膜388的一部分和位于左心室表面399上的远端部分402。参见图13B，左图图标460B示出了可用侧视场462B和实际侧视场464B，实际侧视场464B对应于获取图像扇区的仰角。可用侧视场462B和实际侧视场464B之间的关系显示滚动调节182（图5A）。

图13C和图13D是人类心脏的投影图。图13D示出了探头12的远端部分30和位于心脏表面上的切除导管400的远端部分402的顶部剖面图。图14C显示了由在距离选通门416B和417B内的B型扫描数据所产生的C型扫

描投影顶视图470B，并且显示了顶视图图标490B。顶视图470B示出了位于表面399附近的导管远端部分402和二尖瓣392的一部分。距离选通门416B和417B和角范围线412B、413B、445B和446B限定了顶视图470B的面积。图14C还显示了顶视图图标490B，顶视图图标490B包括矩形阵列492B和阵列轴线494B。轴线494B相对于矩形区域492B的边的角度表示顶视图470B的偏转角。

其它的实施例在下列权利要求中：

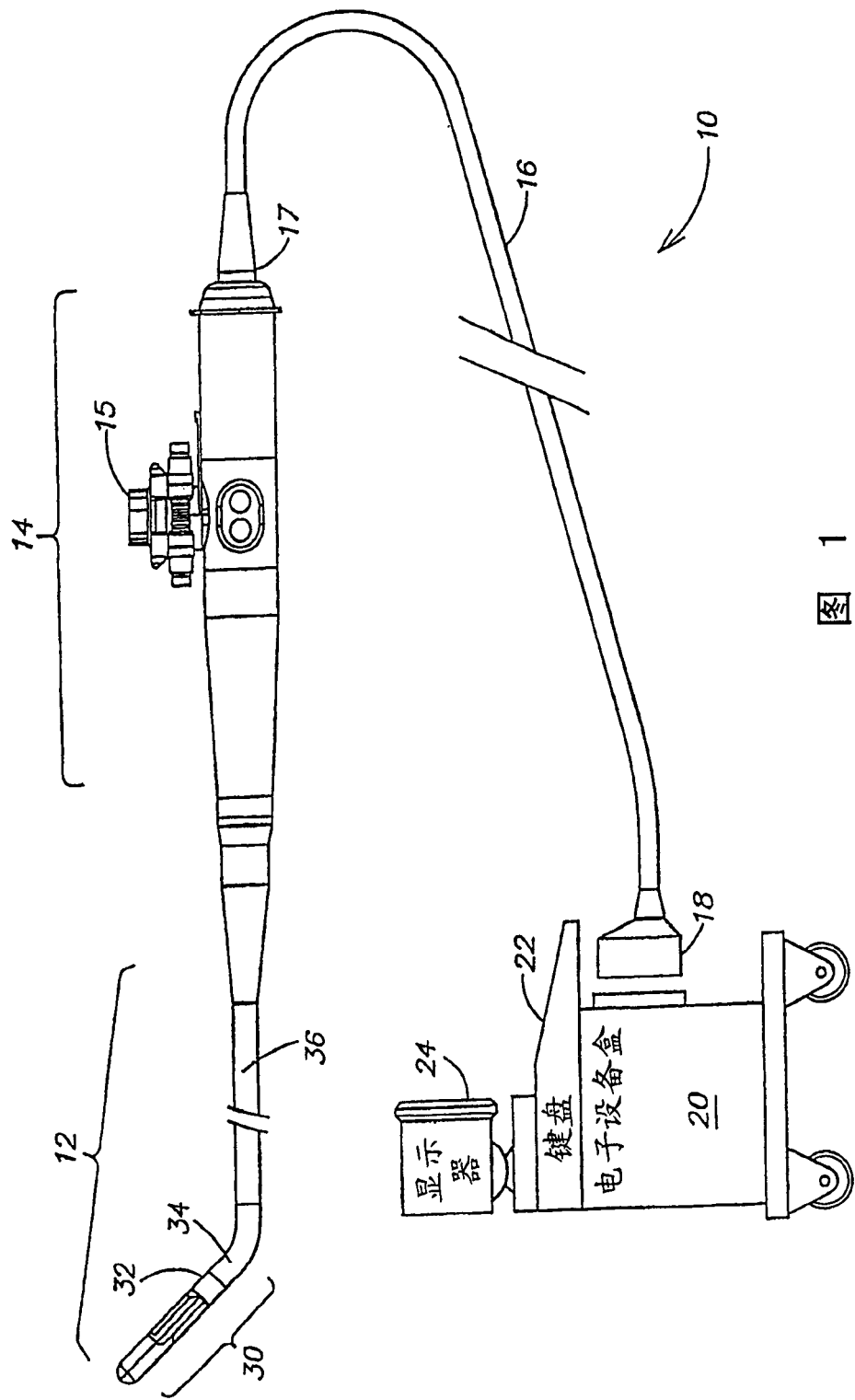
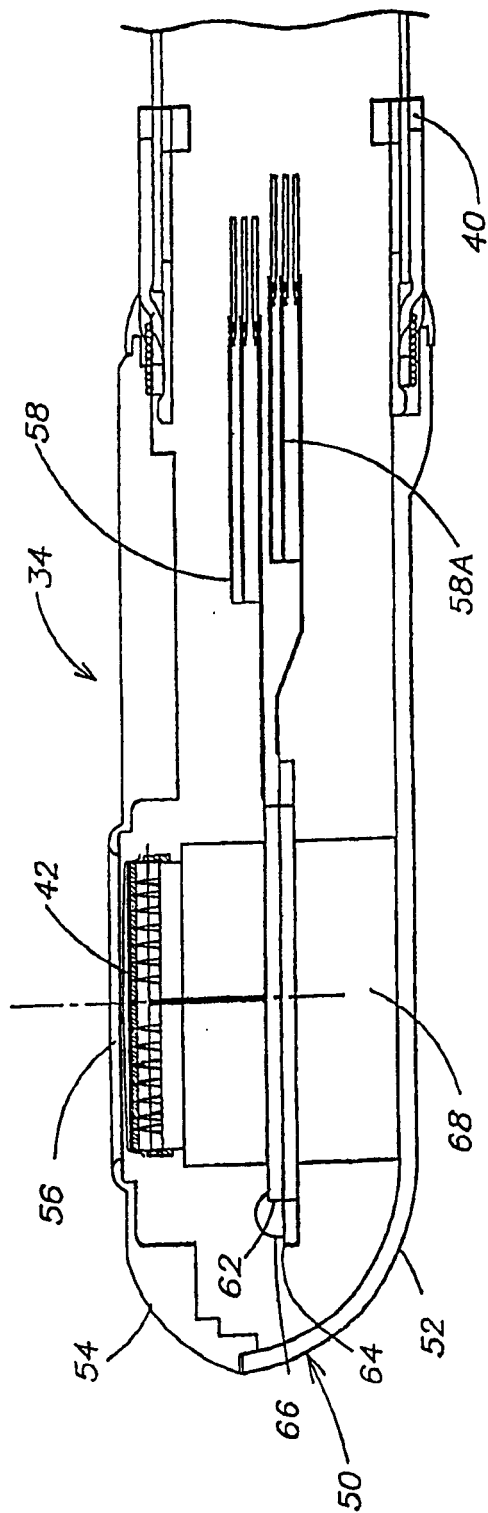


图 1



2
[X]

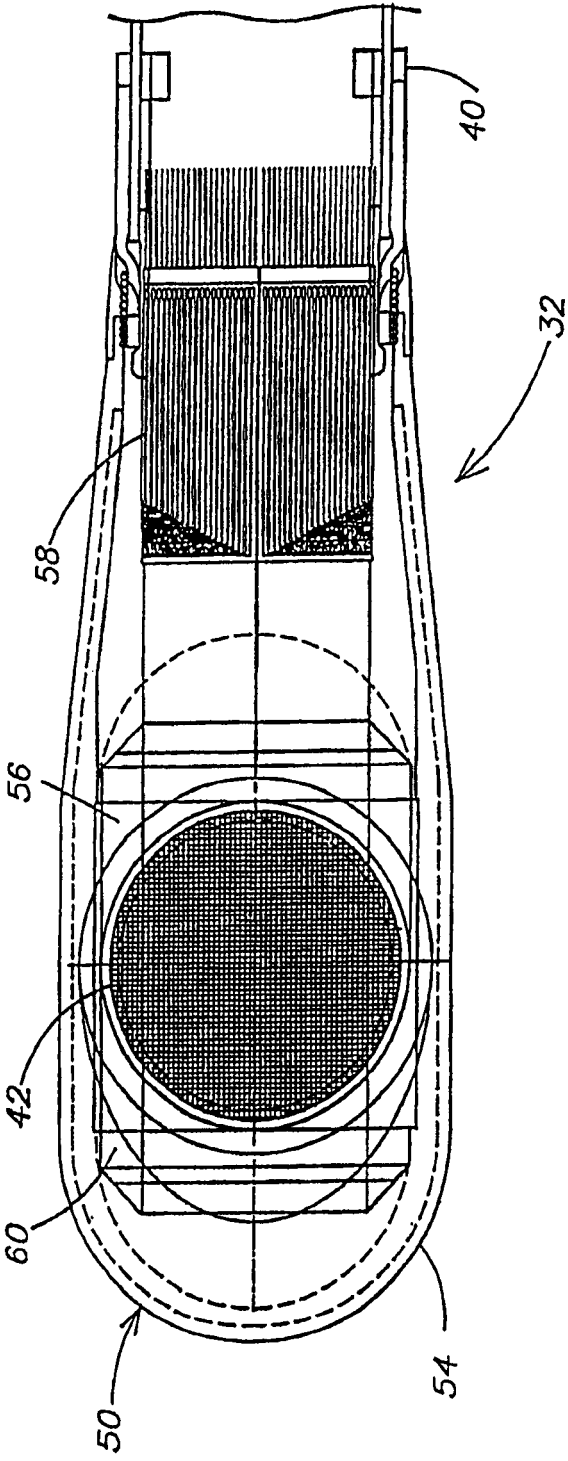


图 2A

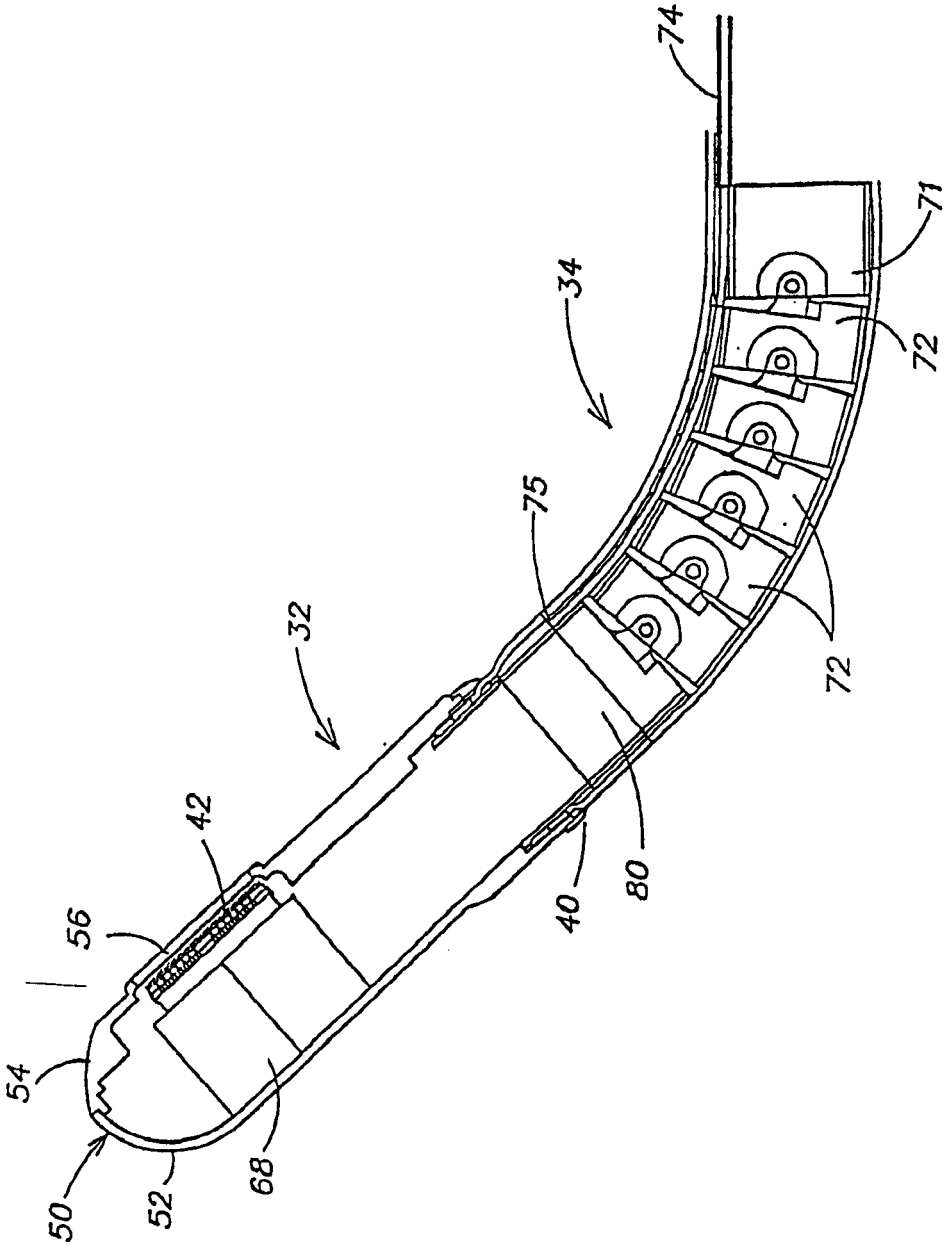


图 3

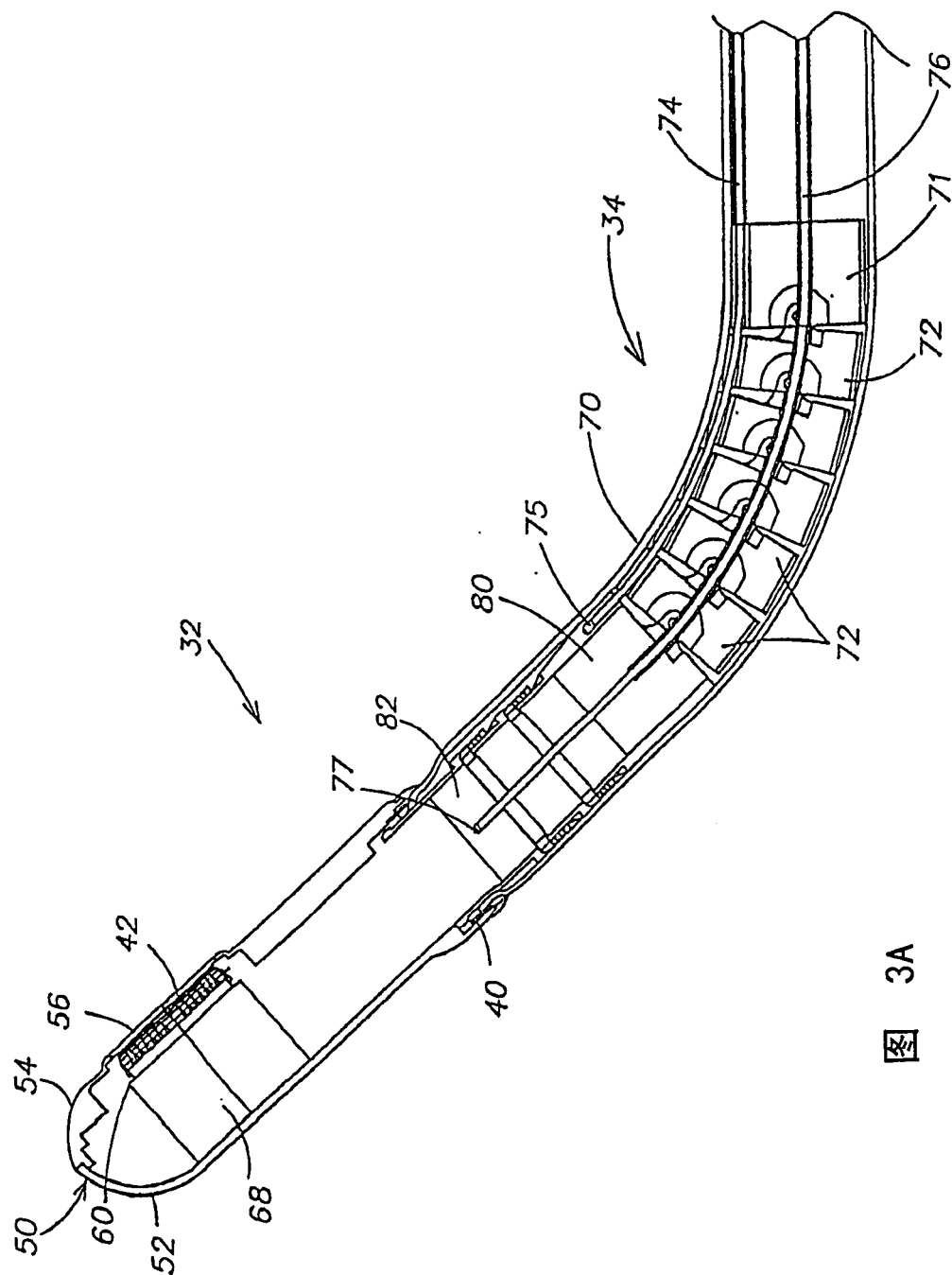


图 3A

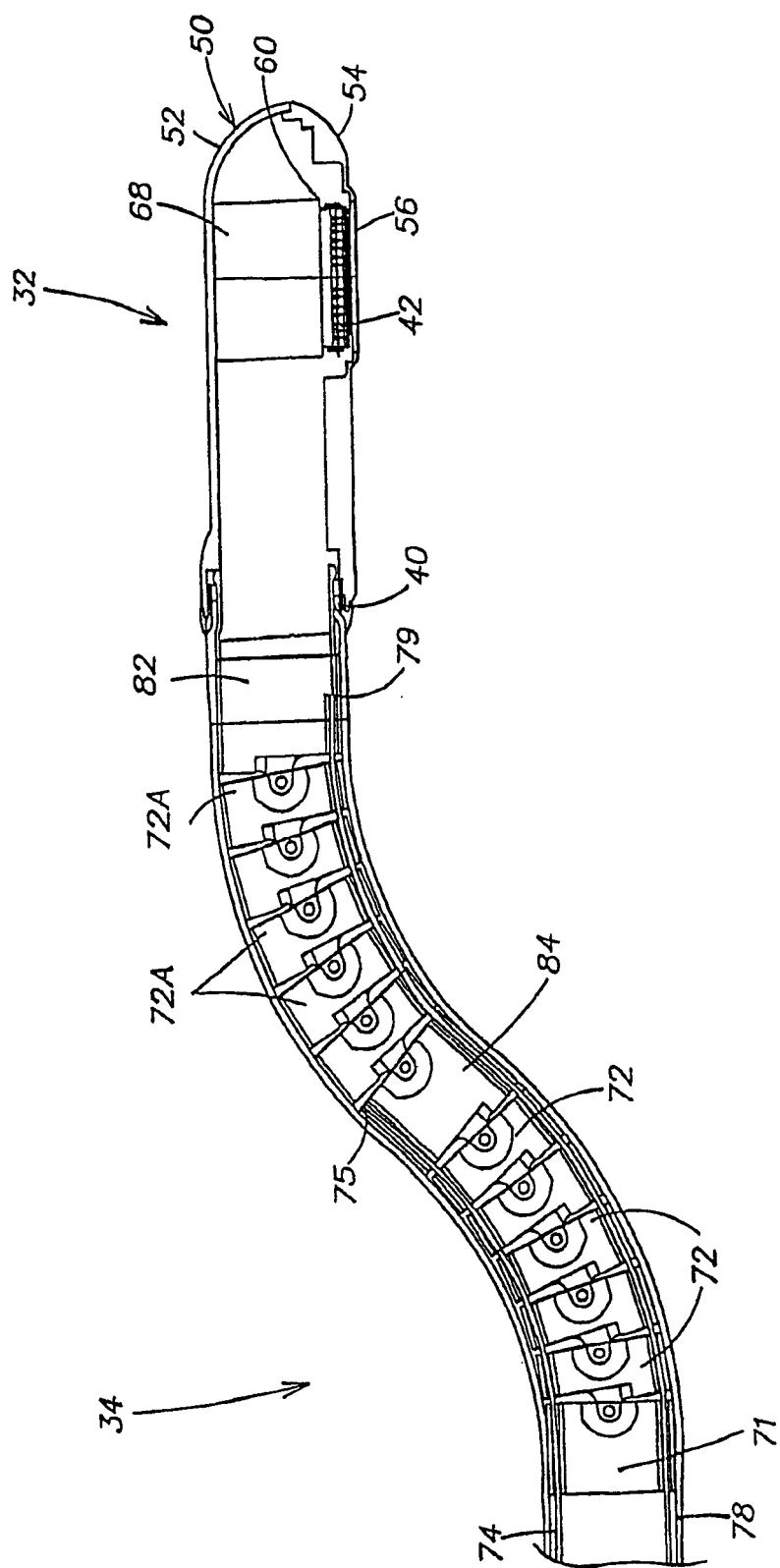


图 3B

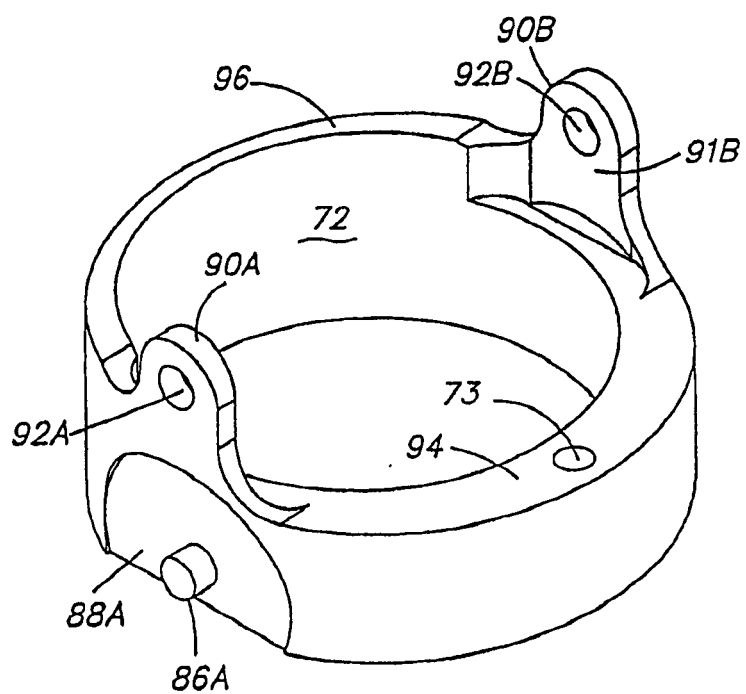


图 3C

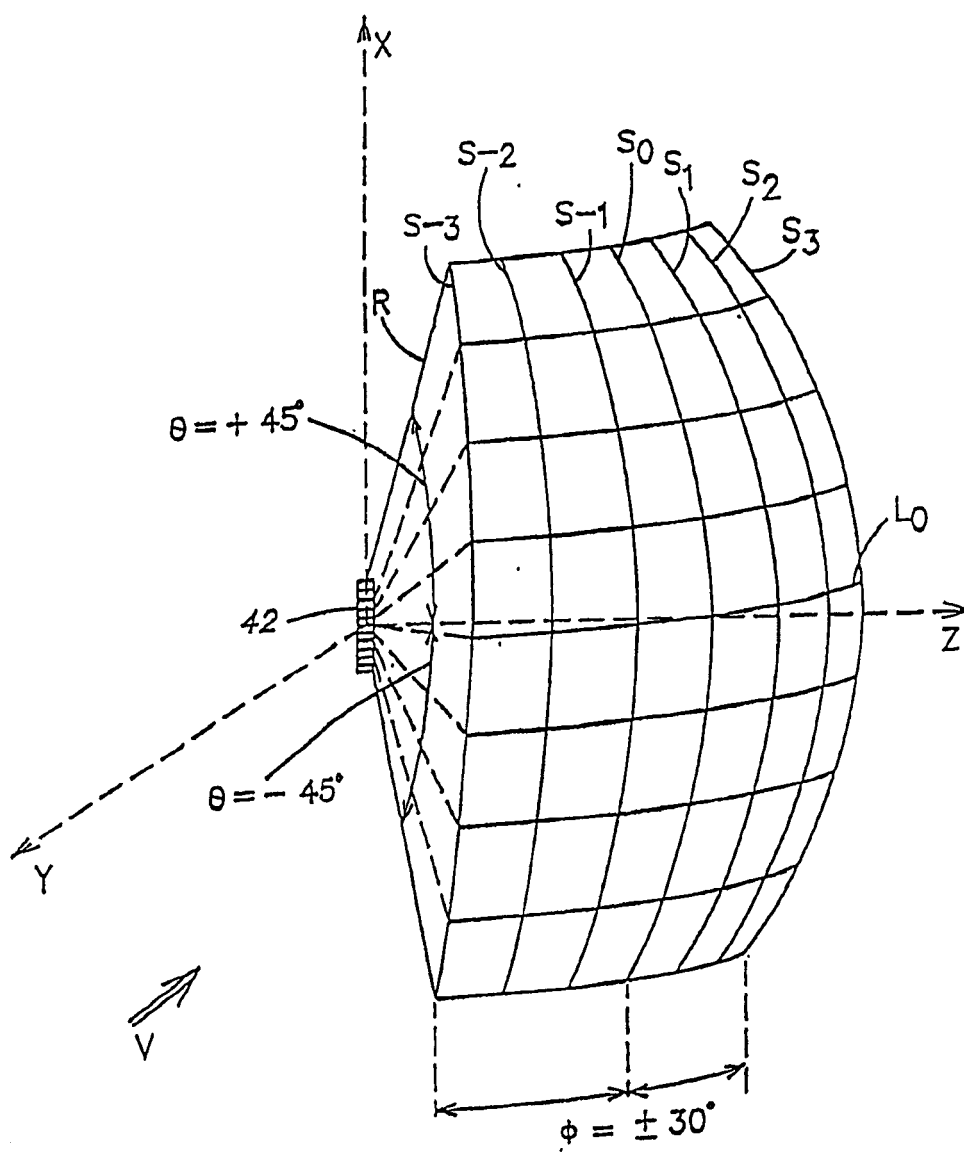


图 4

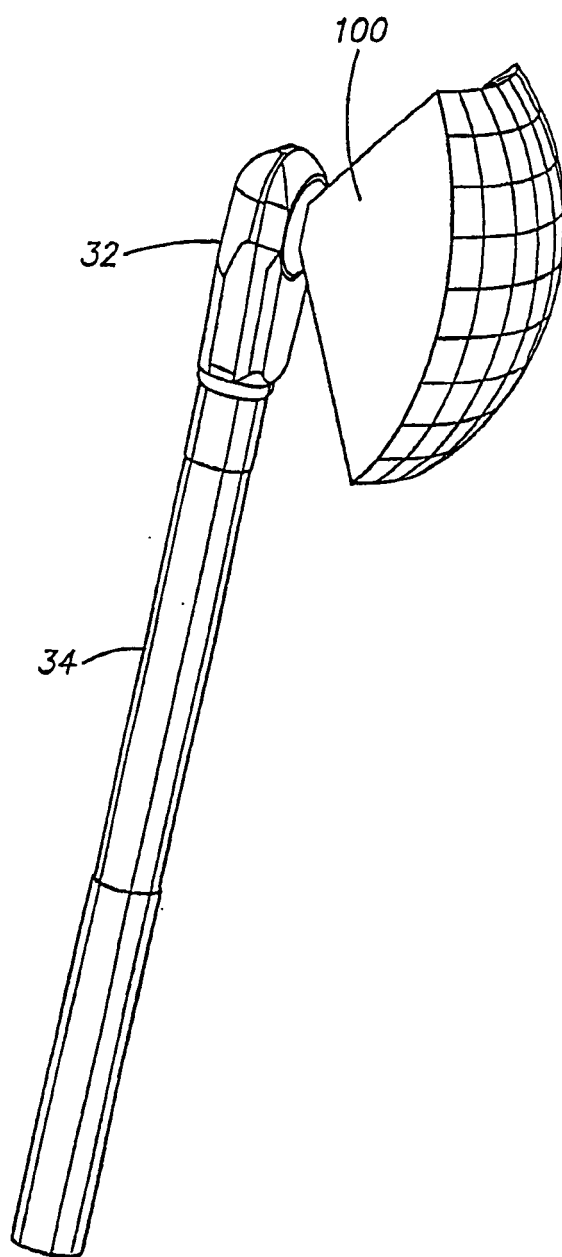


图 4A

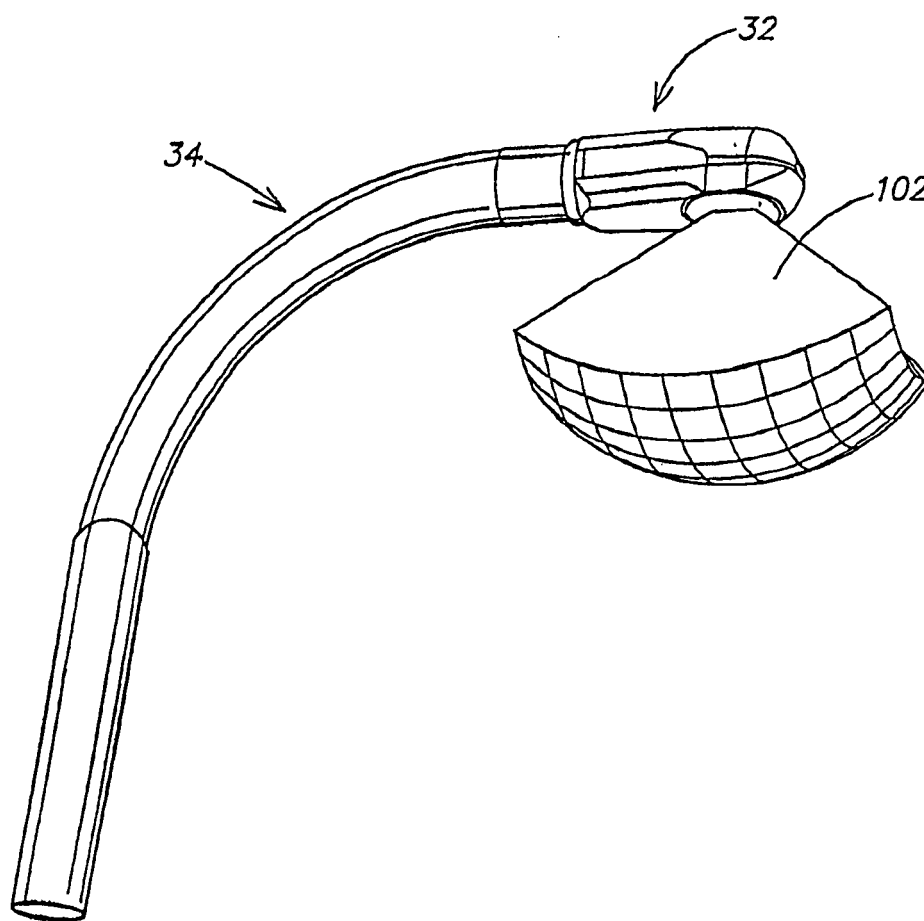


图 4B

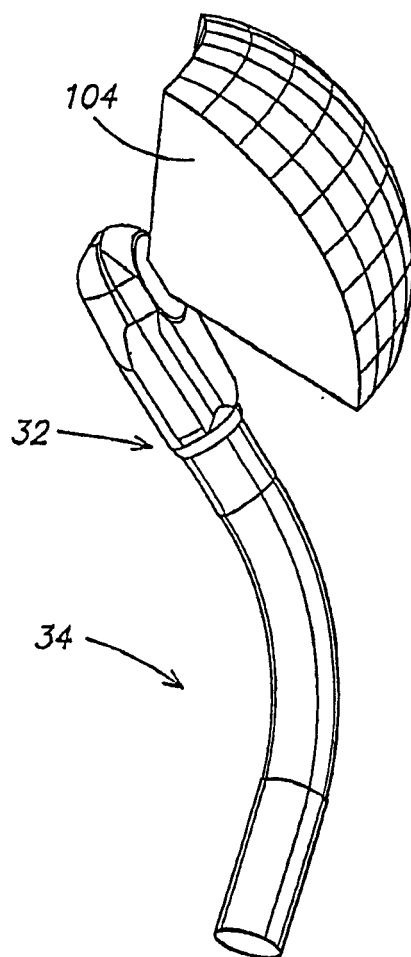


图 4C

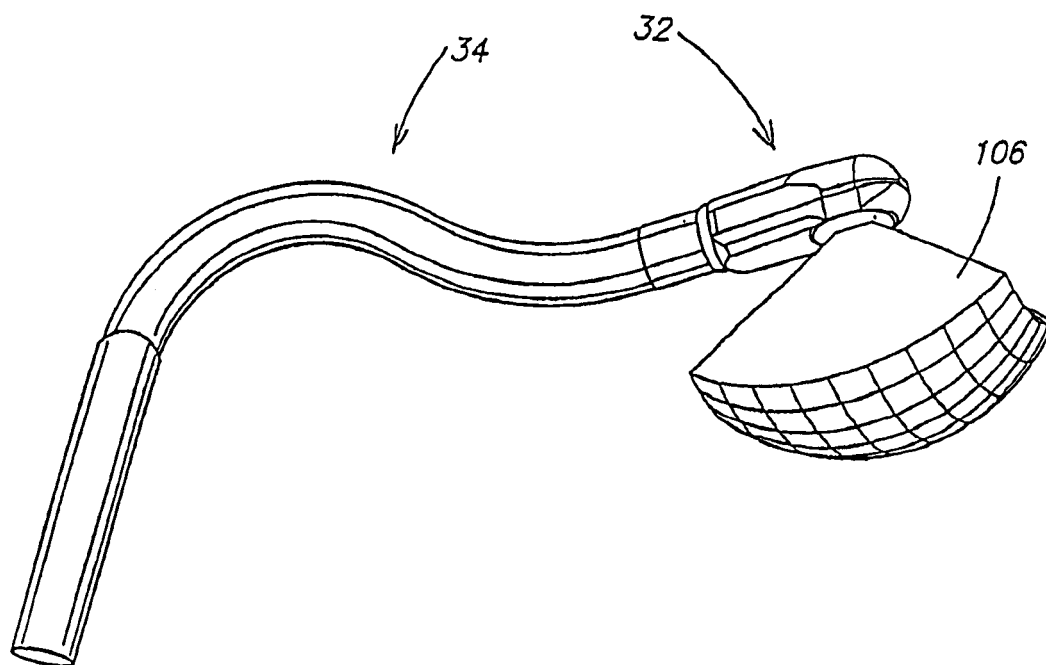


图 4D

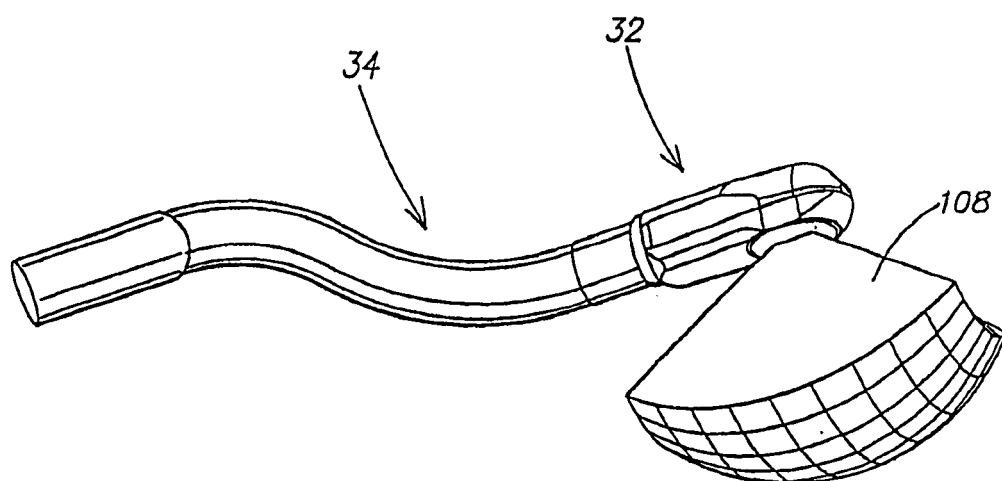


图 4E

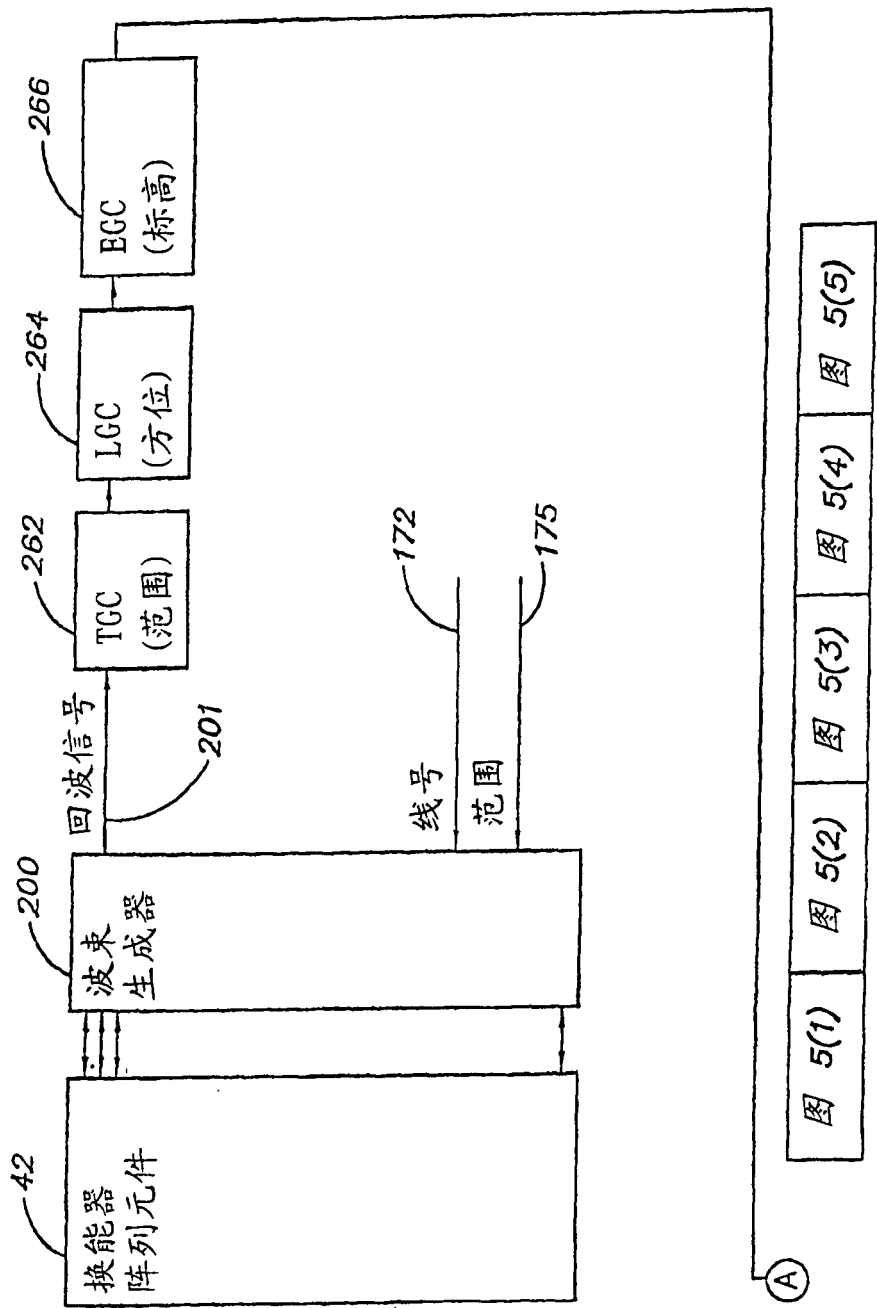
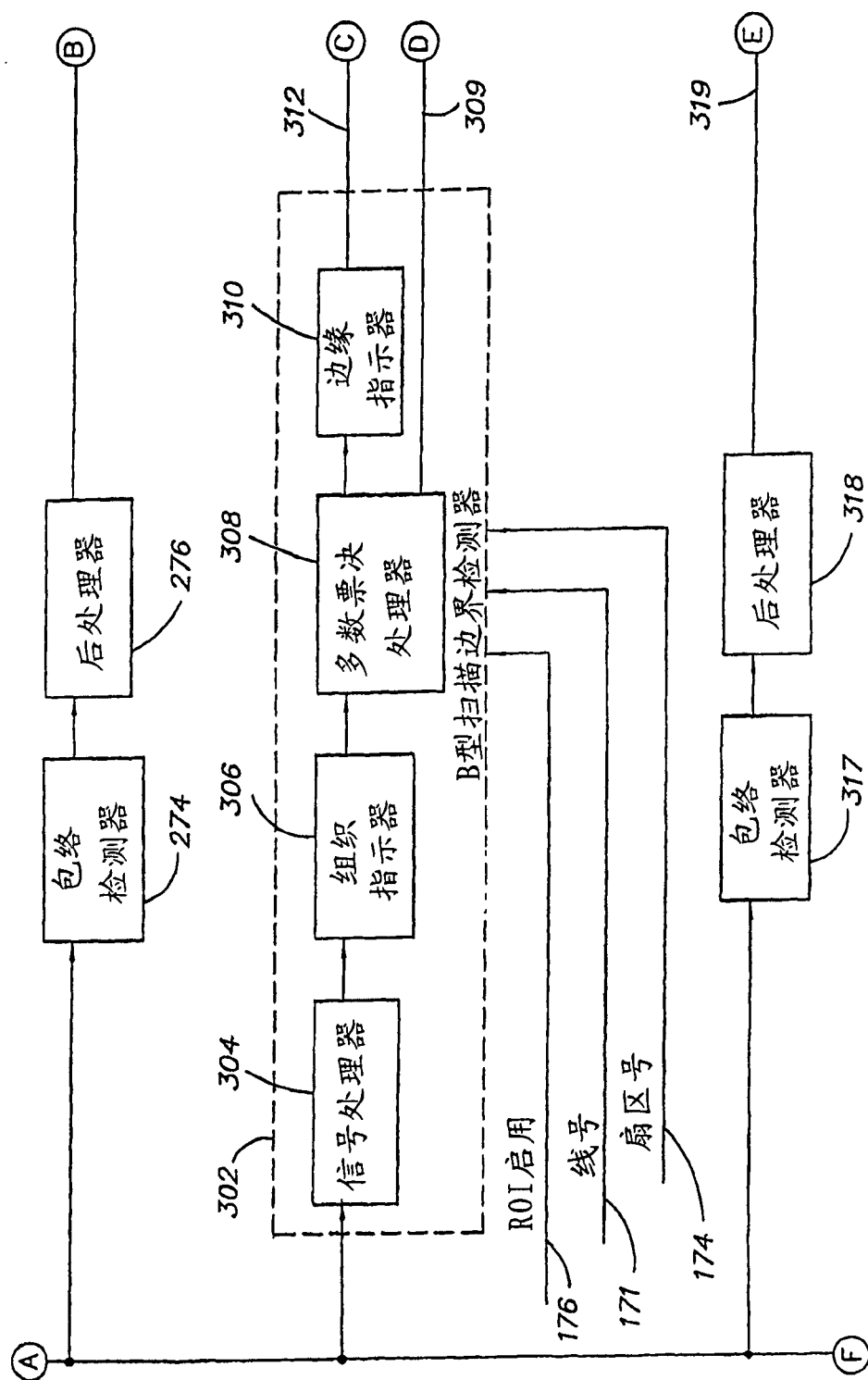


图 5(1)



5(2)

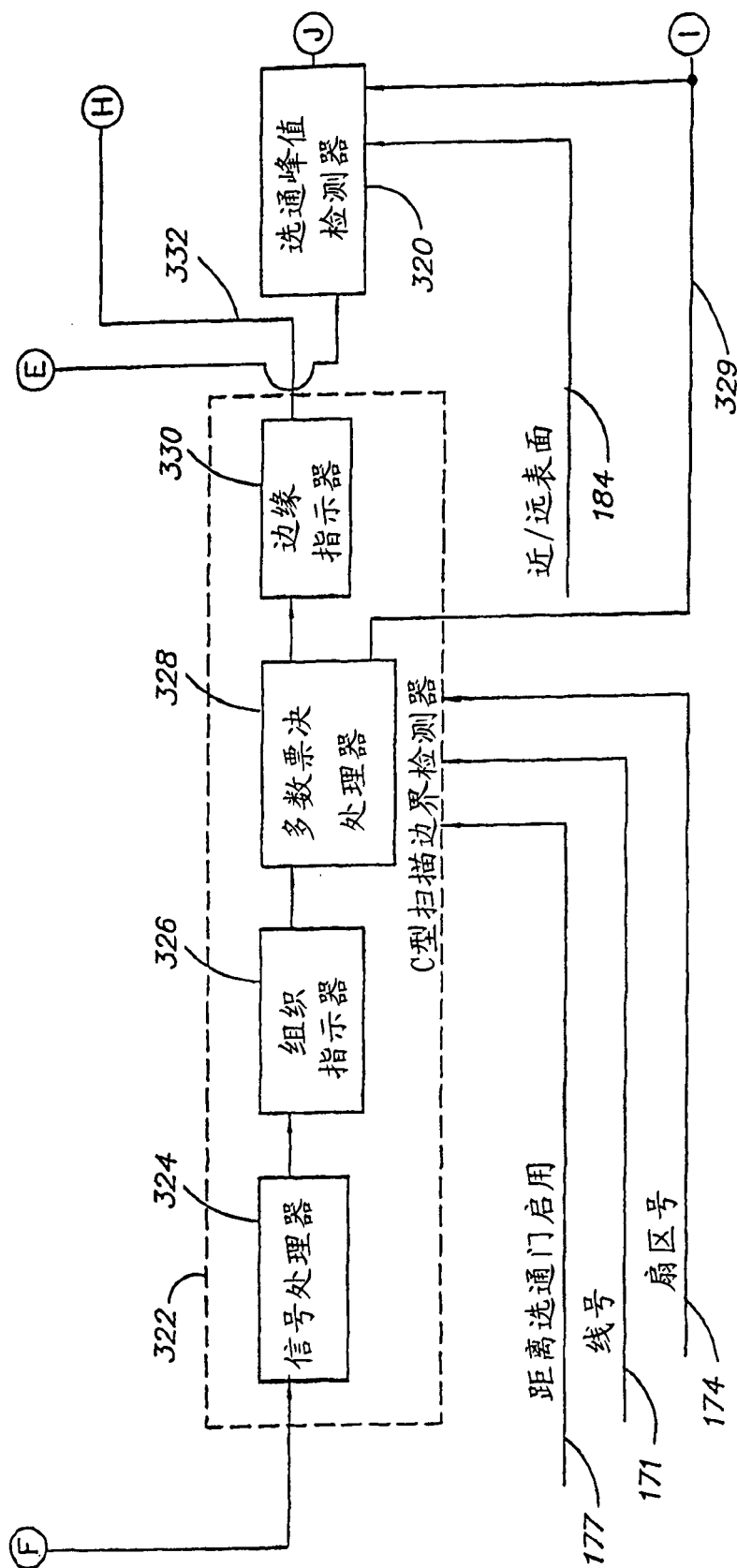


图 5(3)

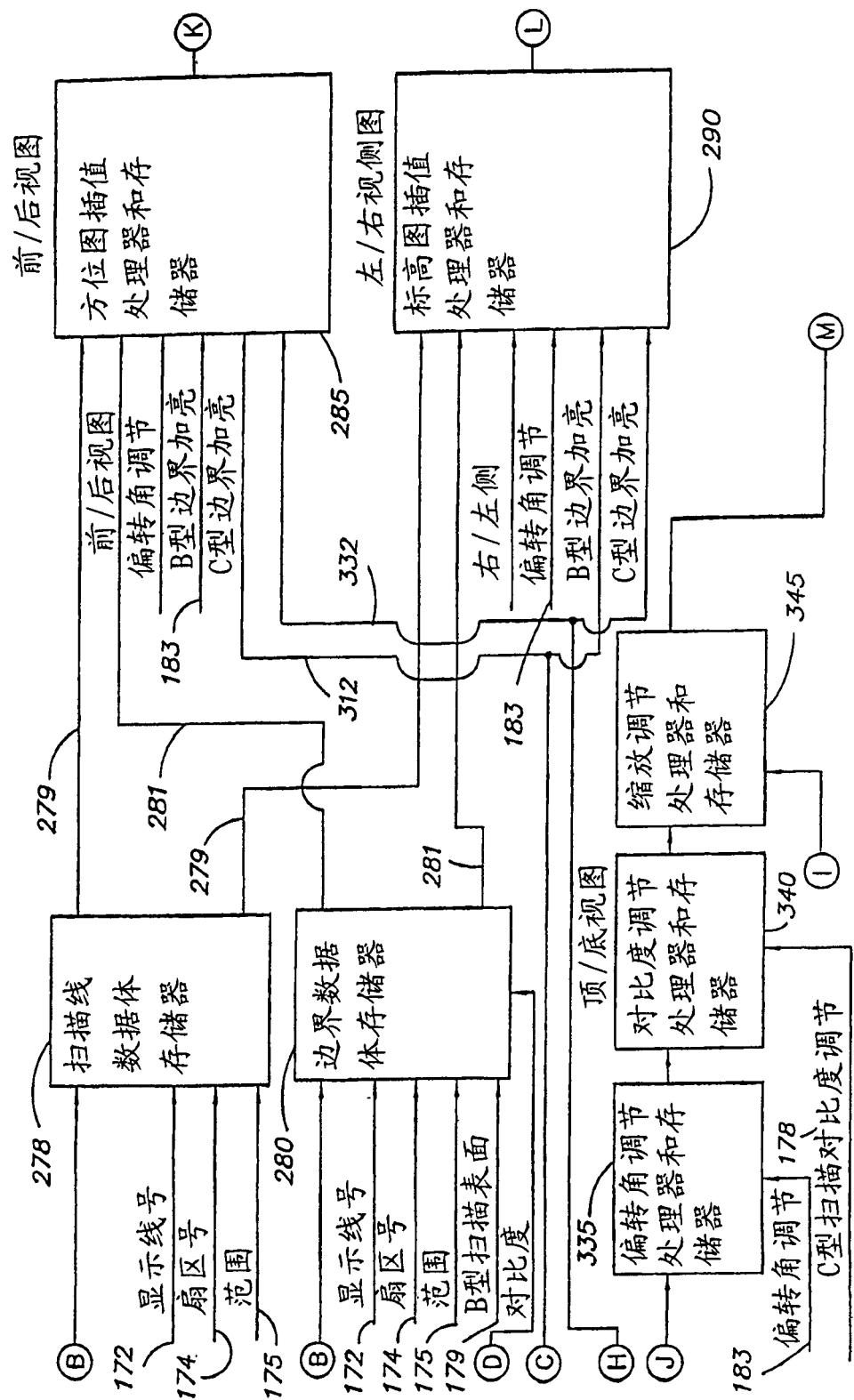


图 5(4)

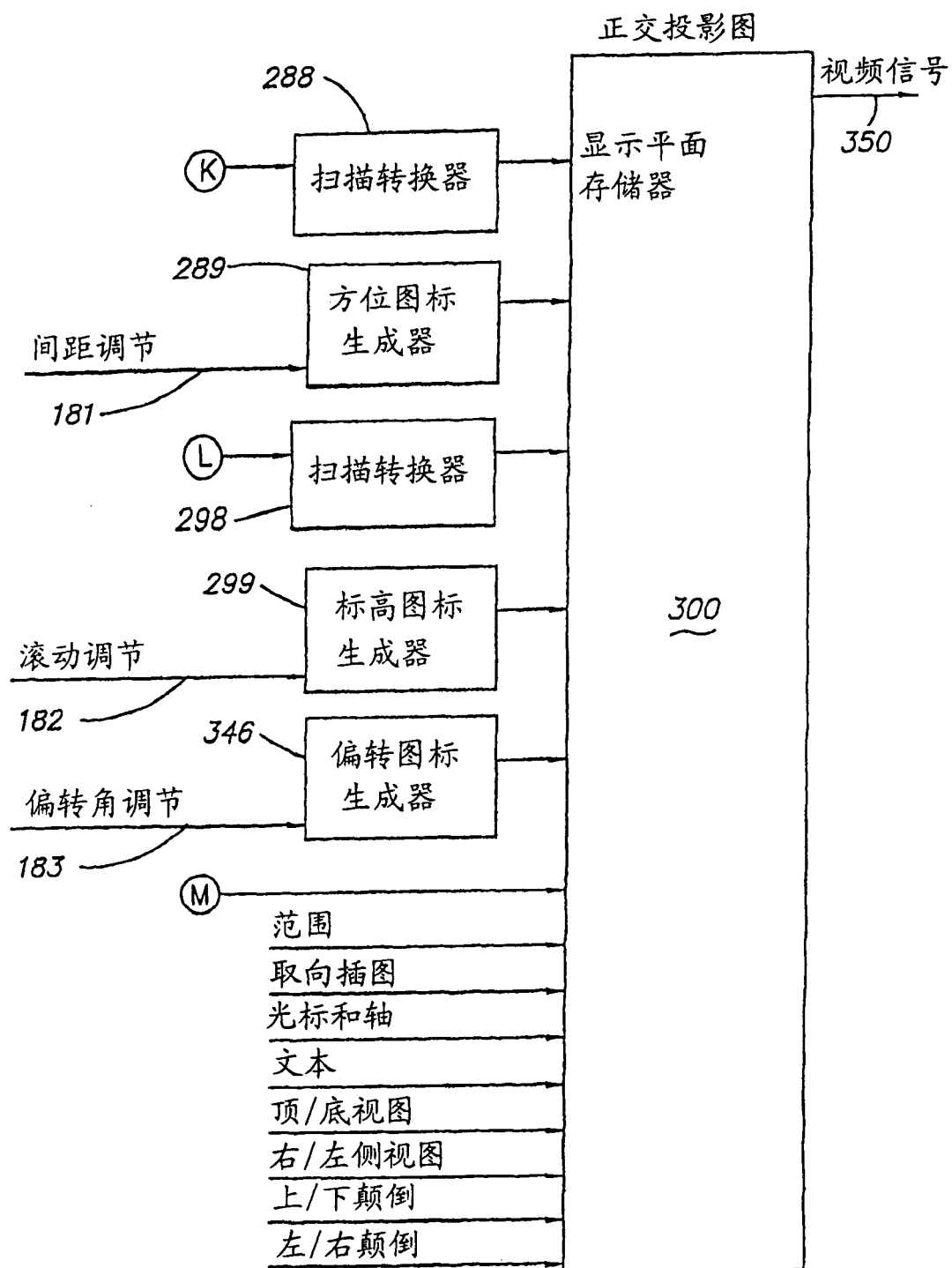


图 5(5)

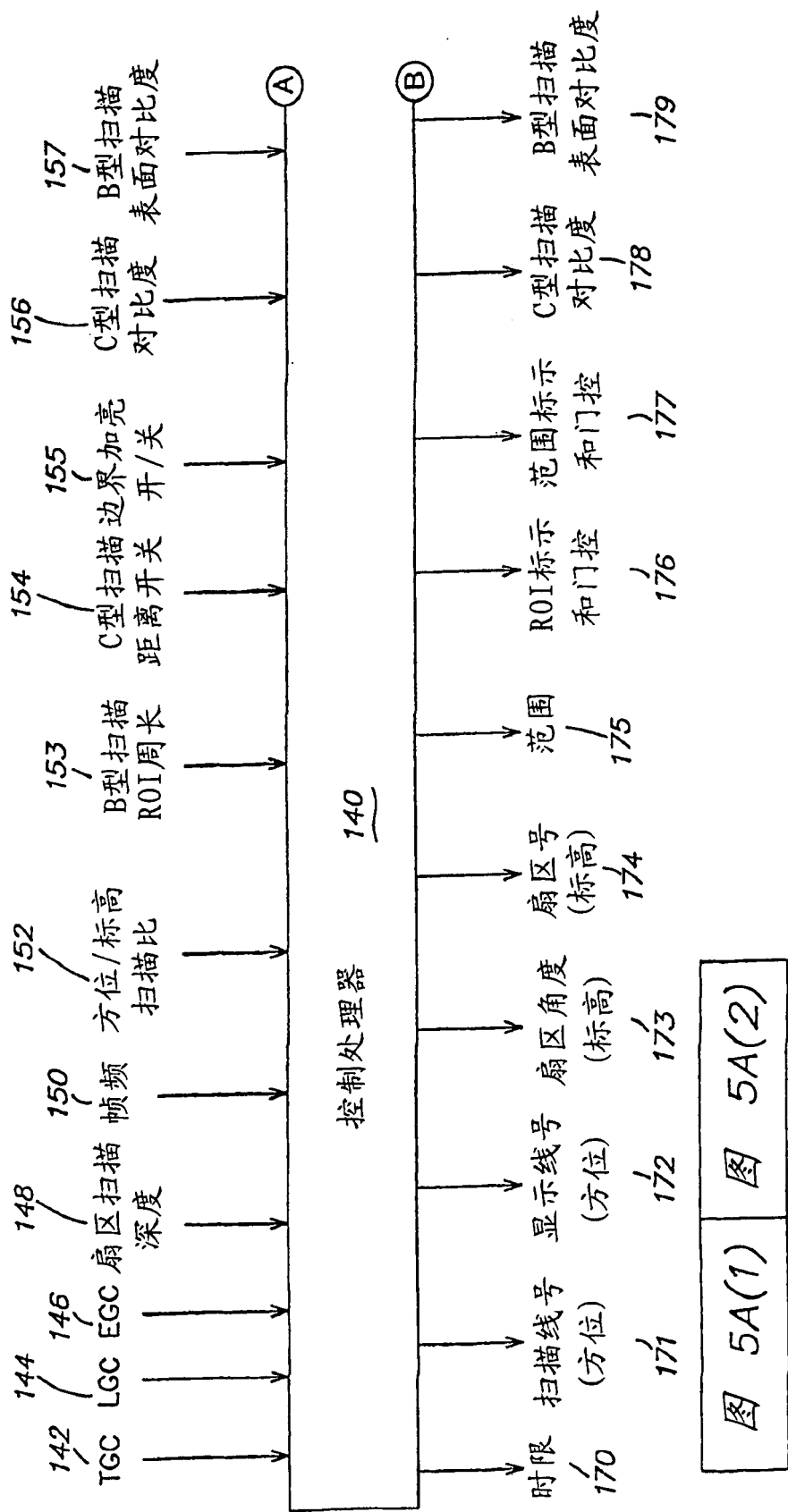


图 5A(1)

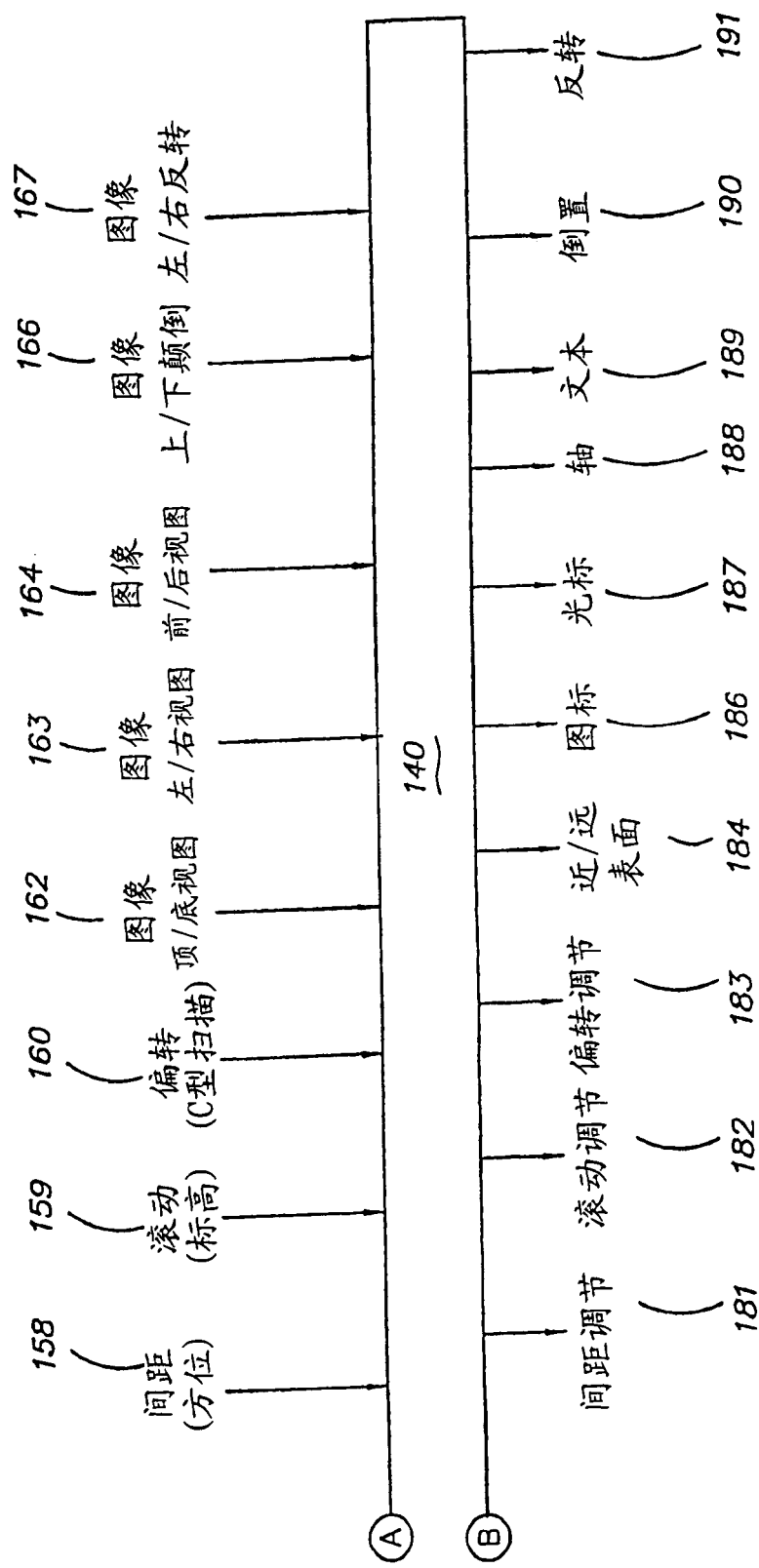


图 5A(2)

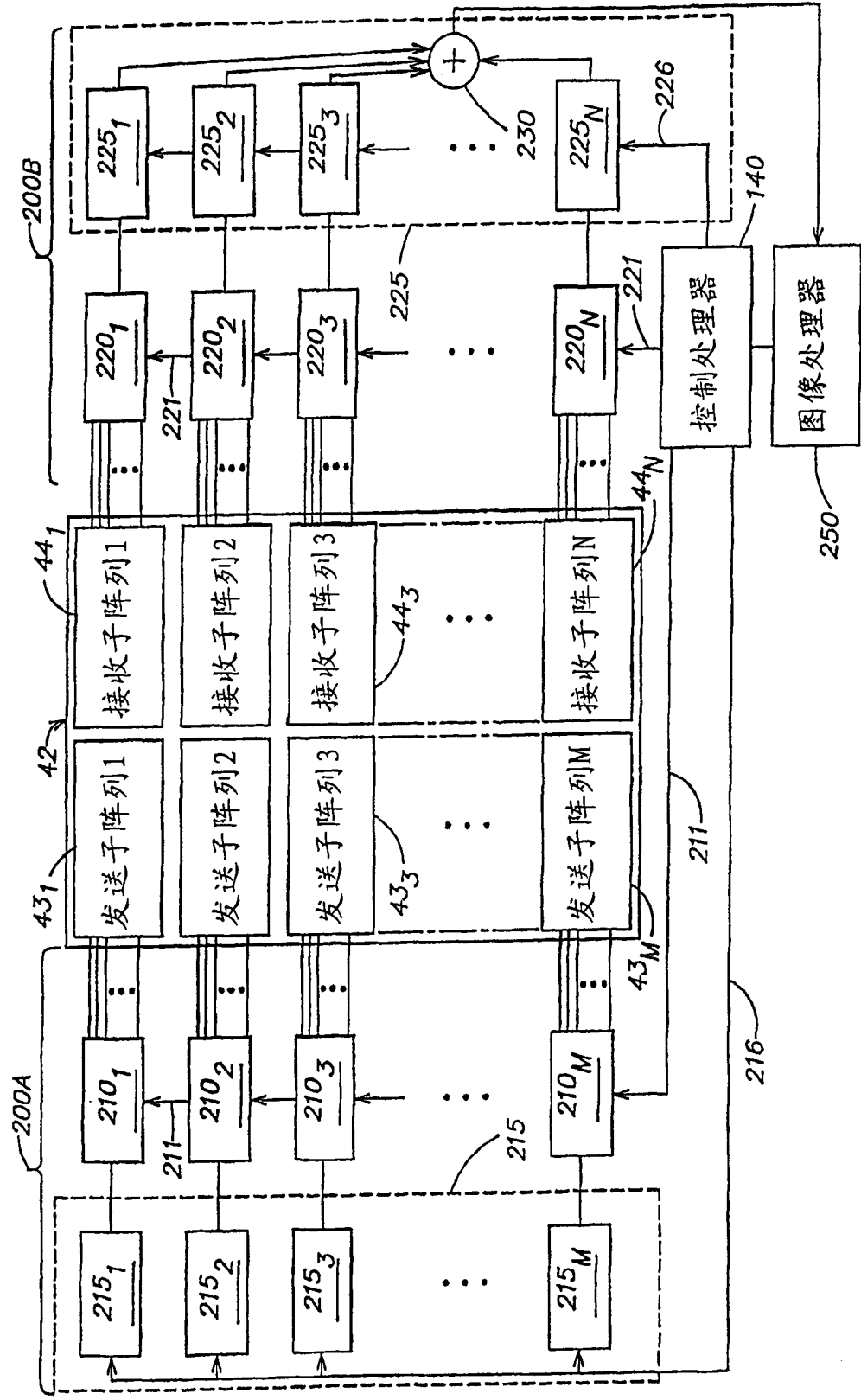
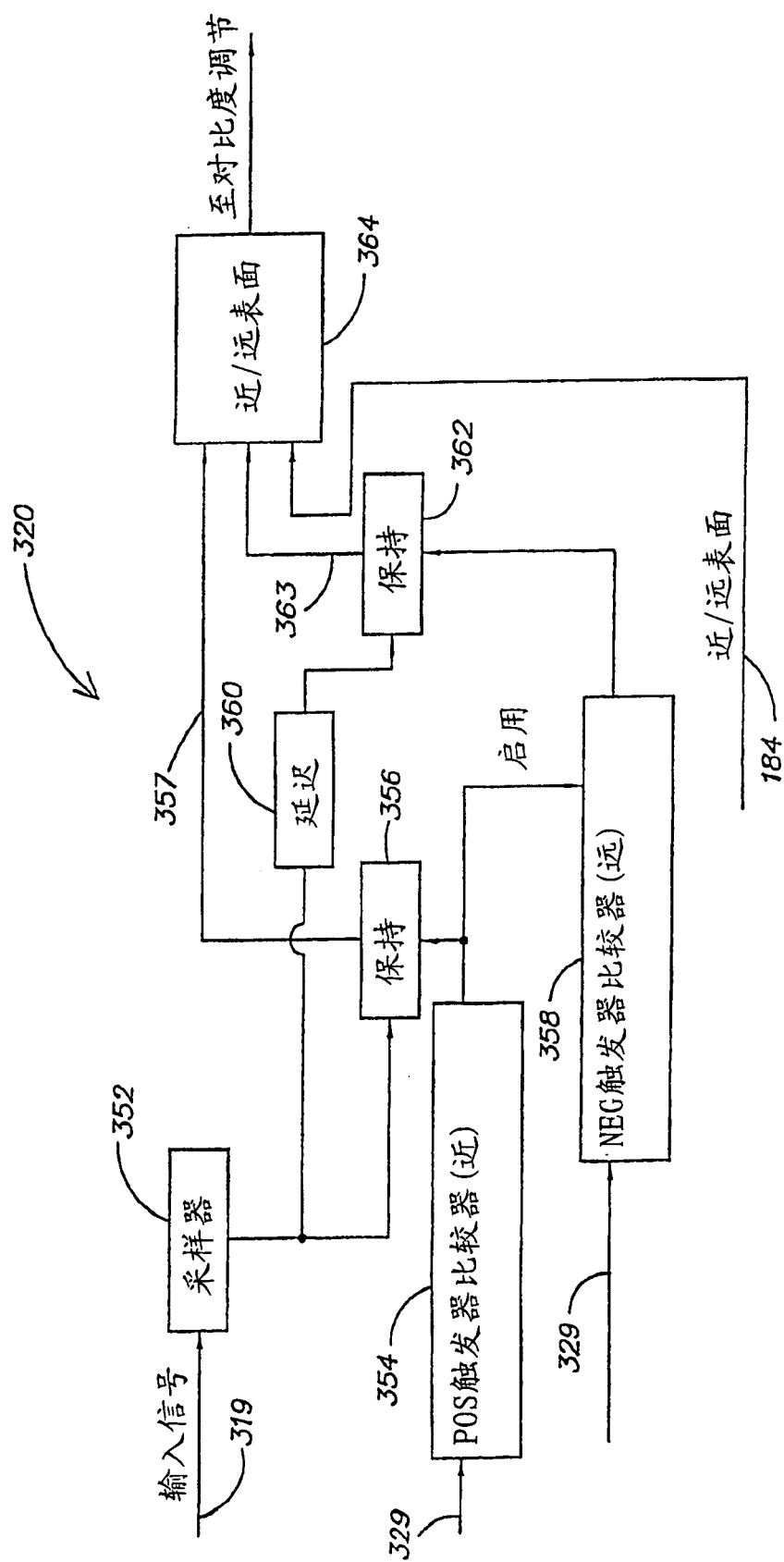


图 5B



50

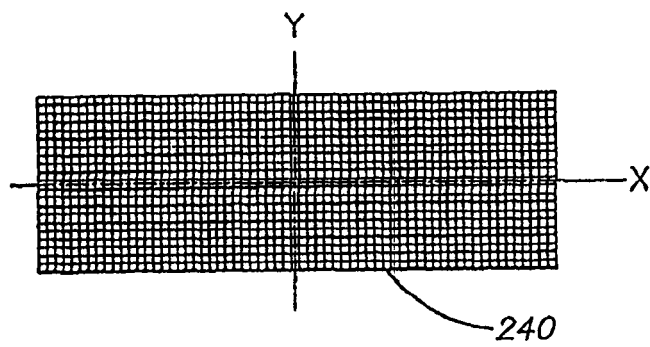


图 6

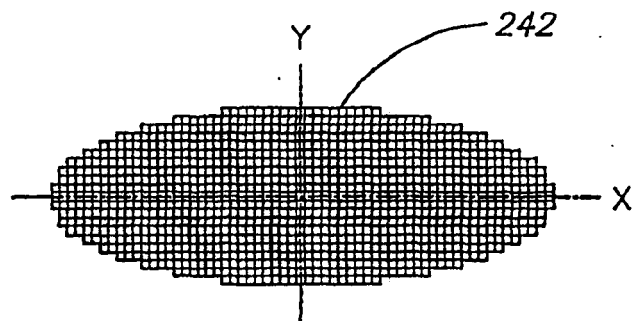


图 6A

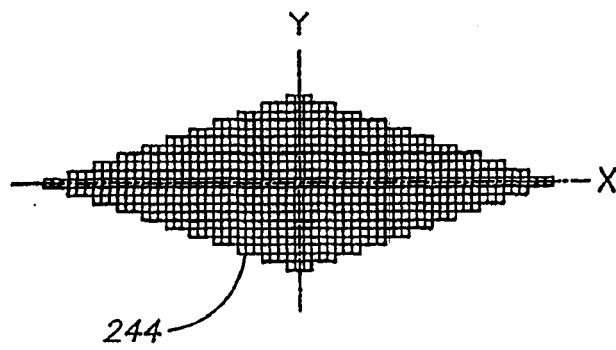


图 6B

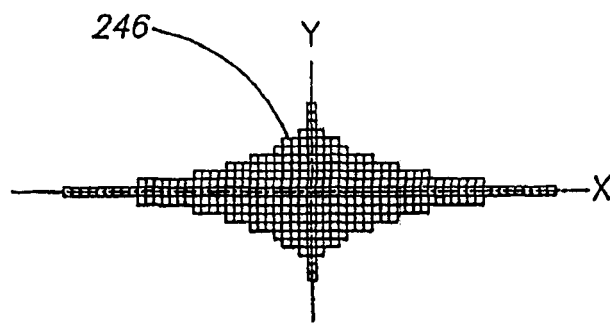


图 6C

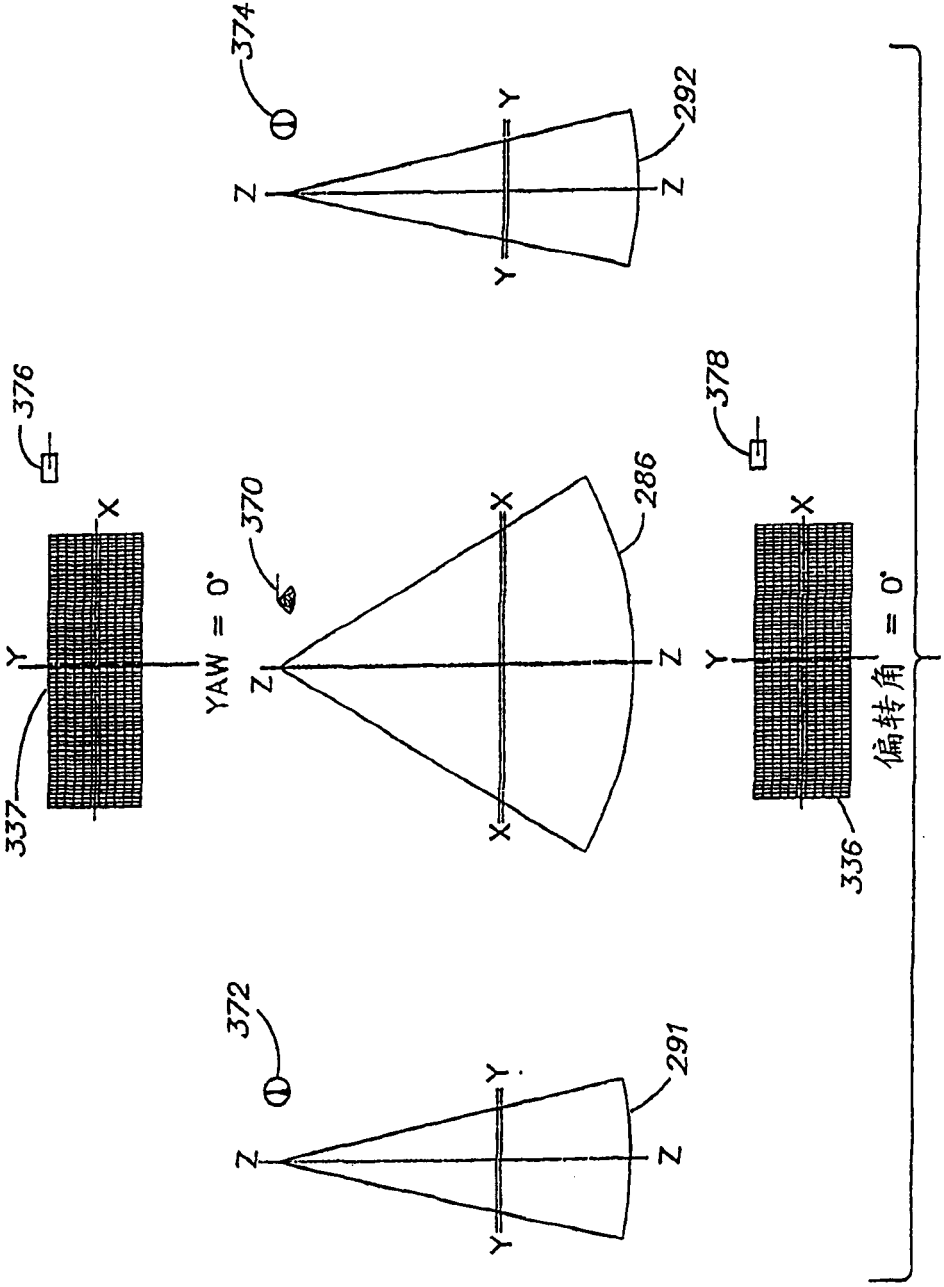


图 7

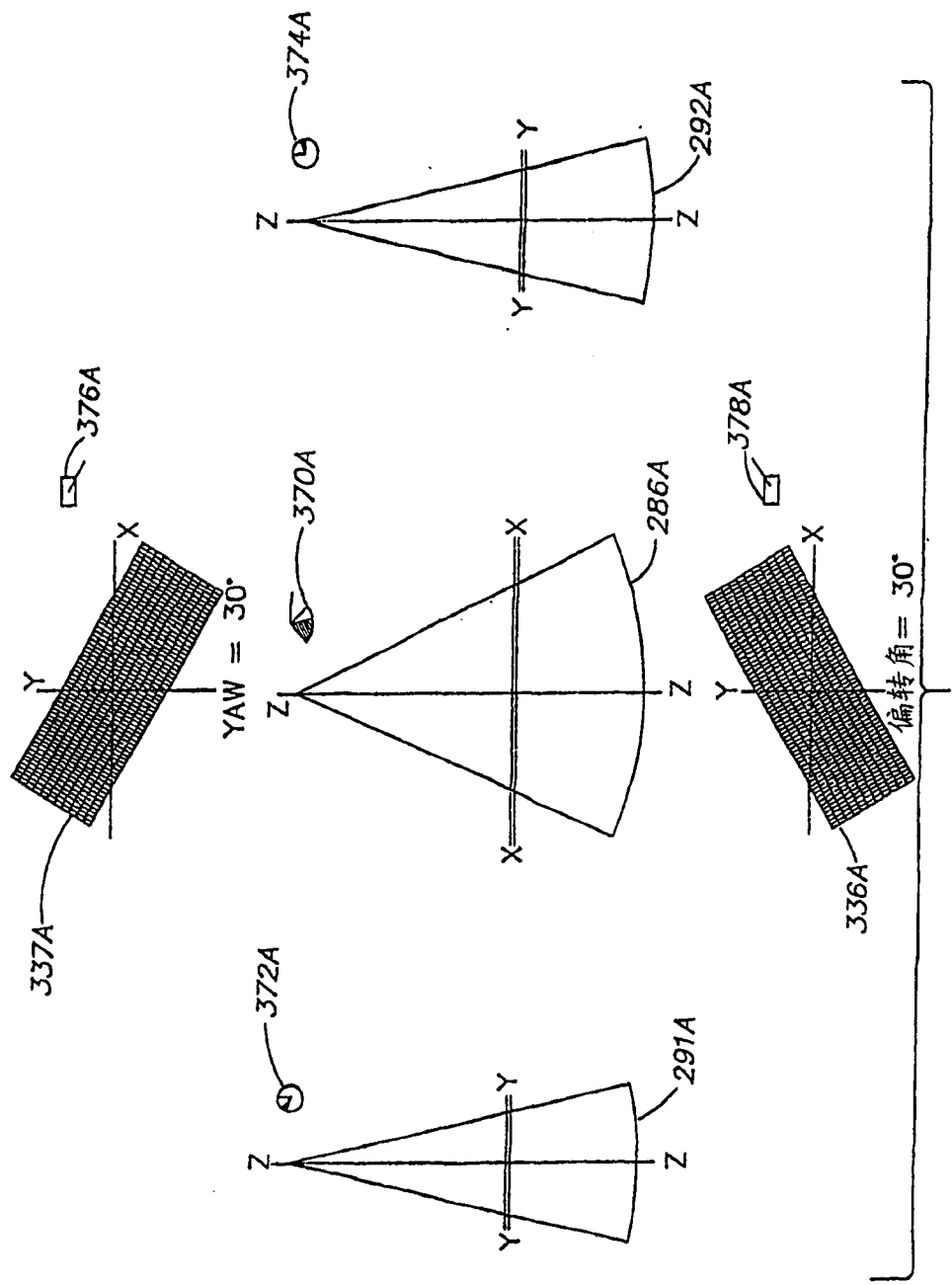


图 7A

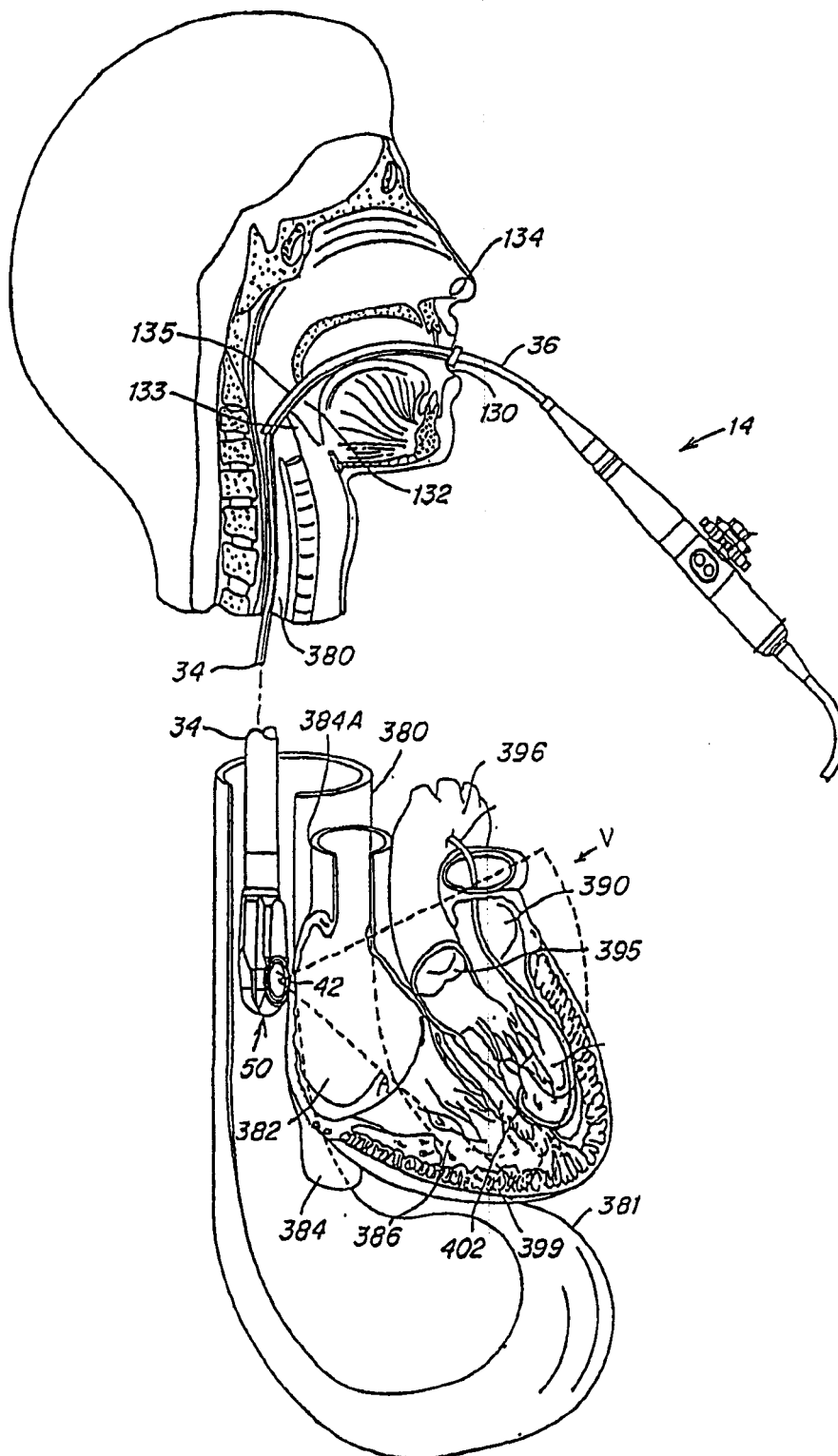


图 8

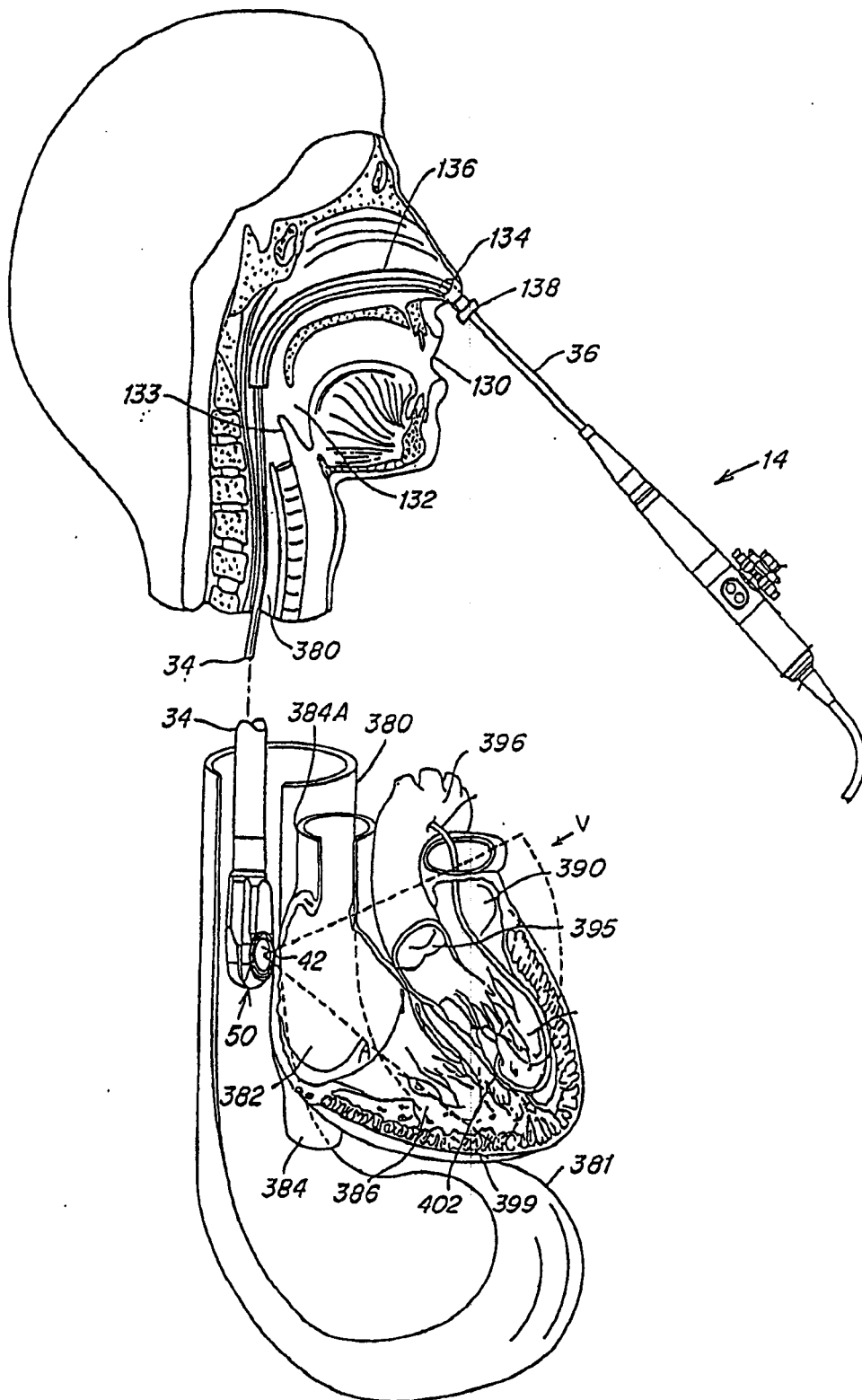


图 8A

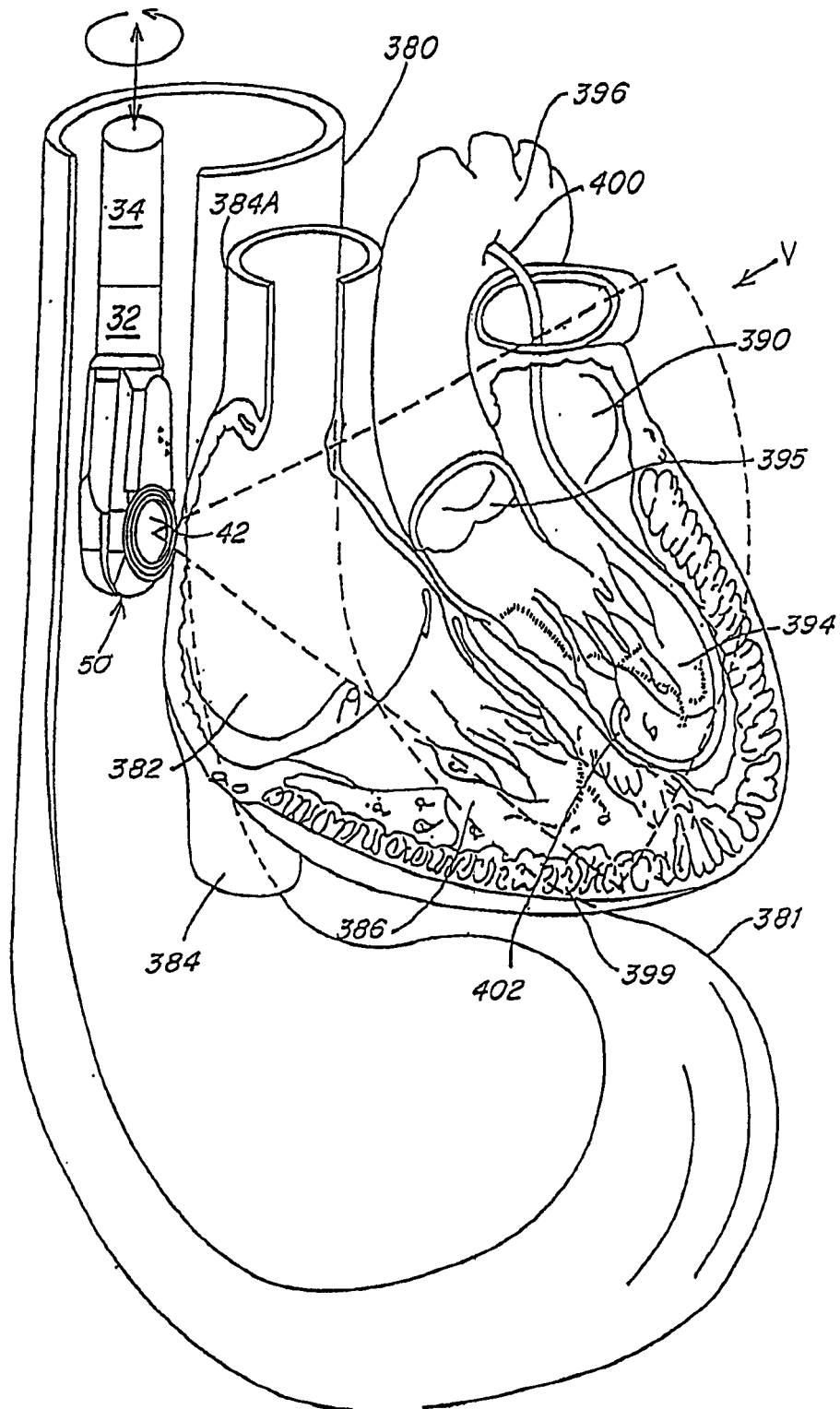


图 8B

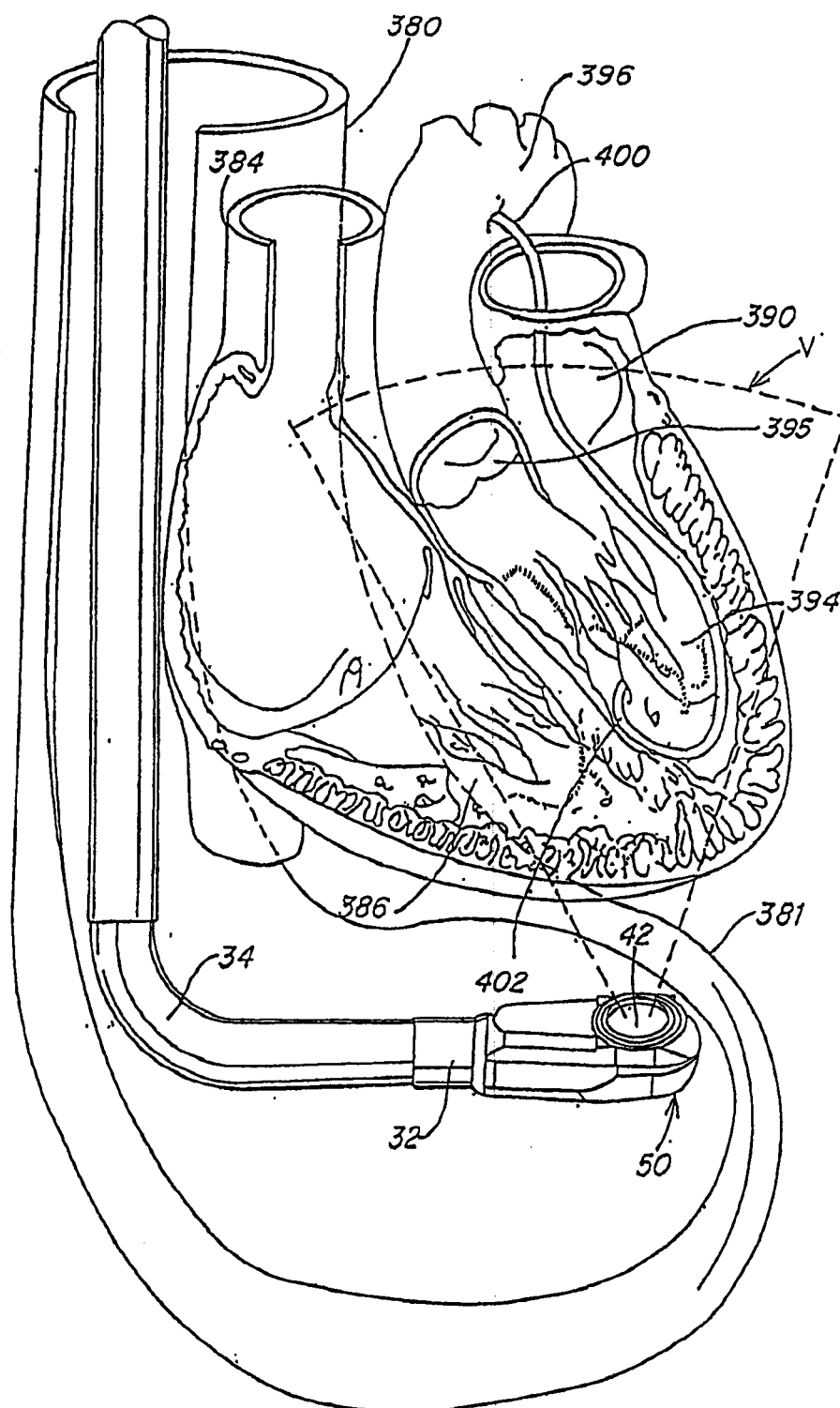


图 8C

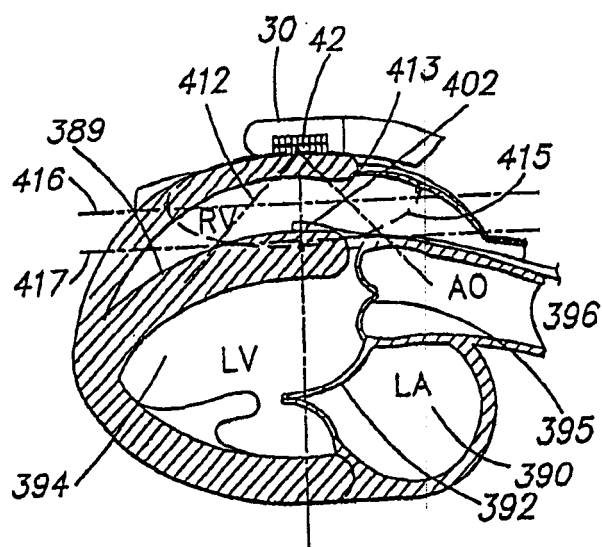


图 9A

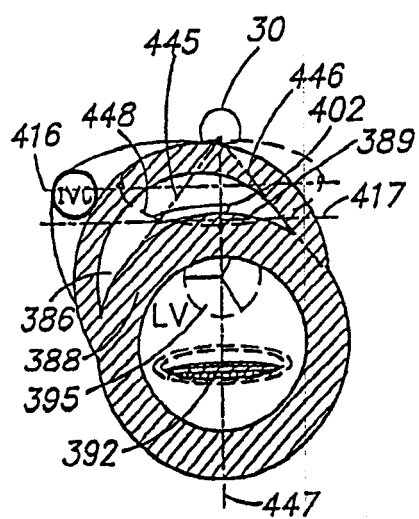


图 9B

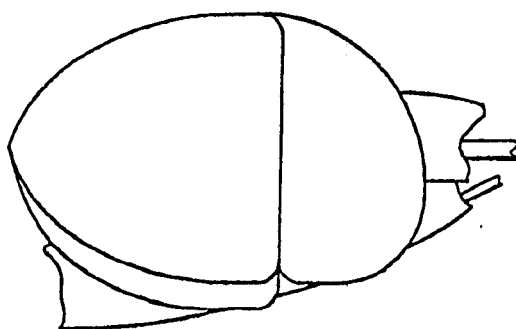


图 9C

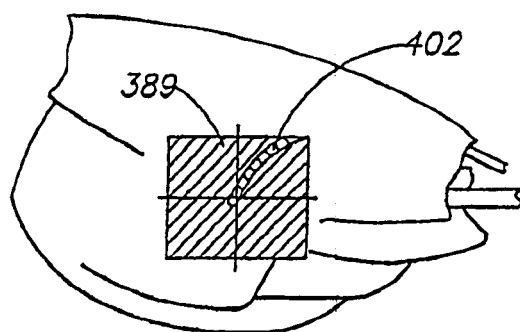


图 9D

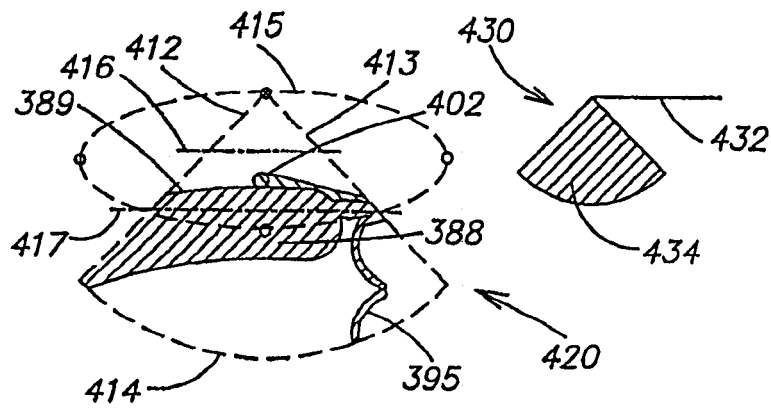


图 10A

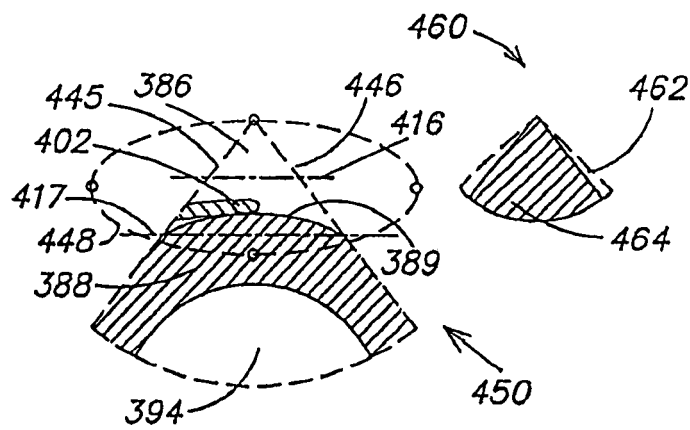


图 10B

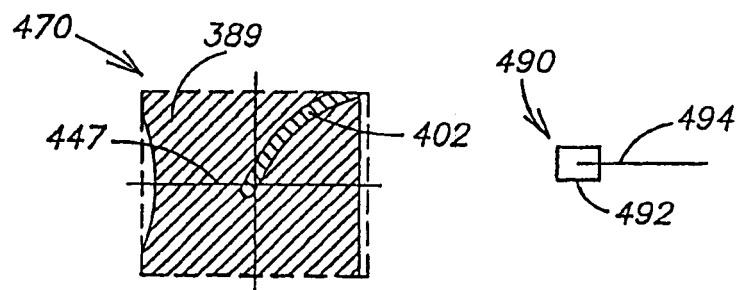


图 10C

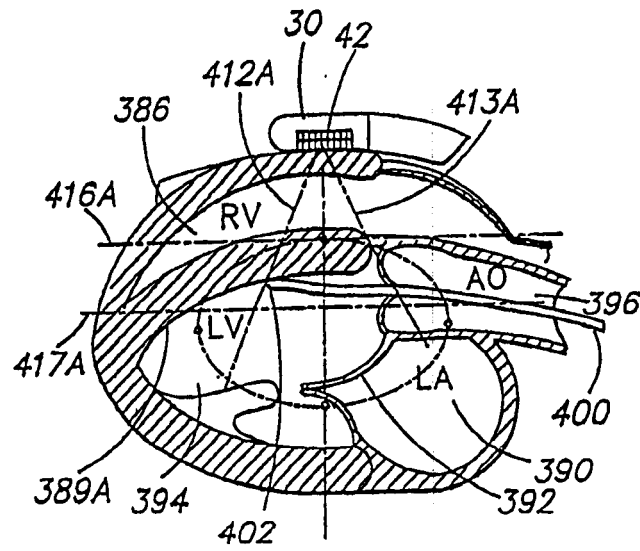


图 11A

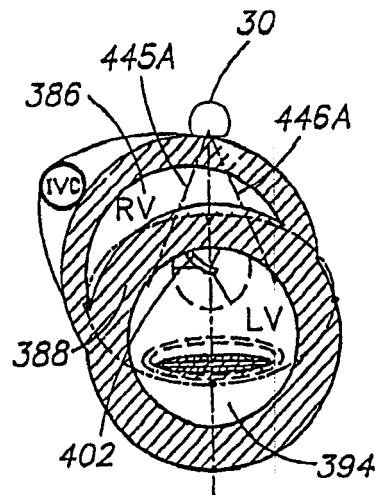


图 11B

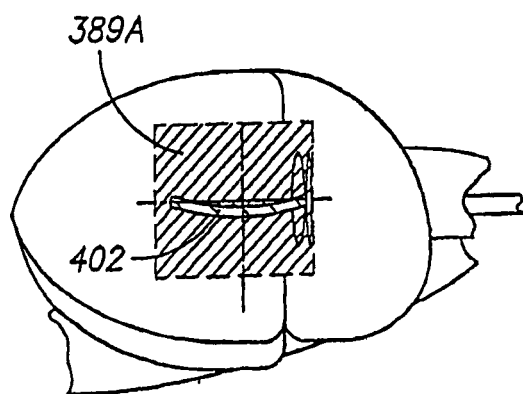


图 11C

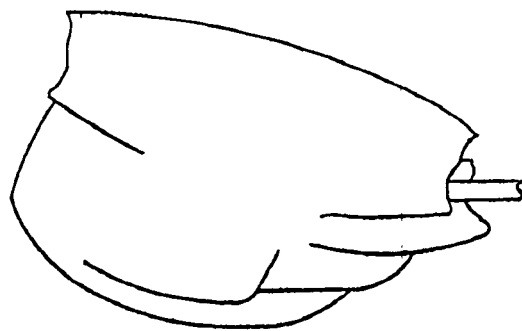


图 11D

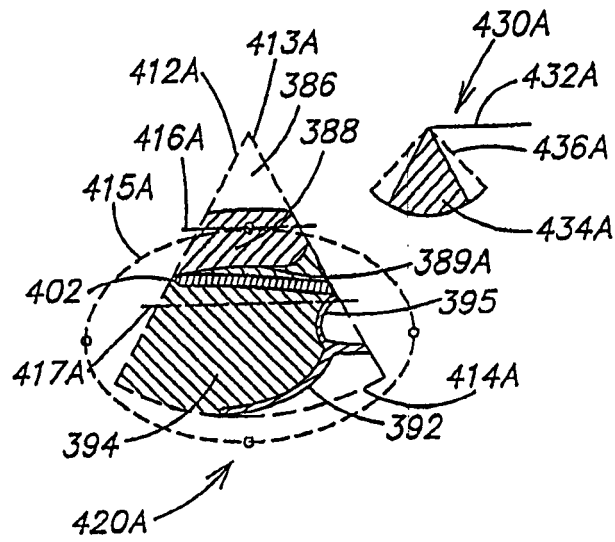


图 12A

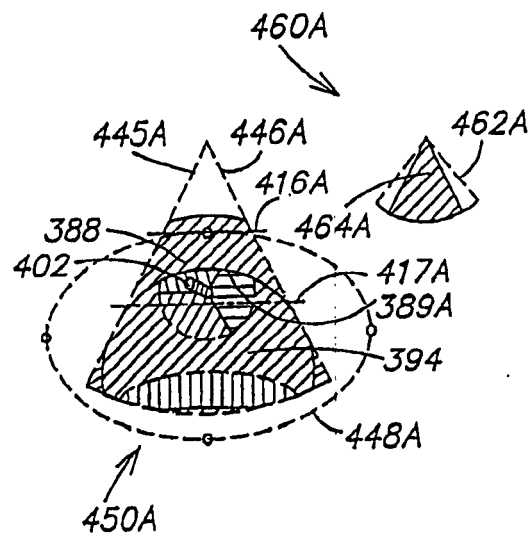


图 12B

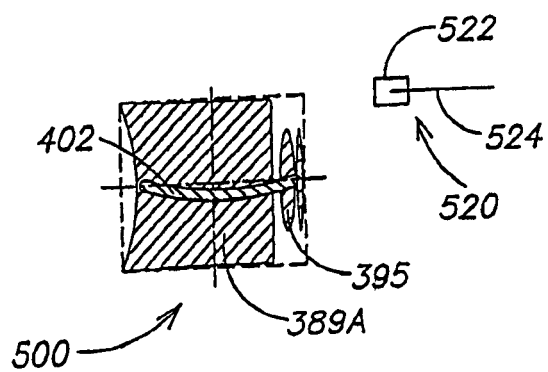


图 12C

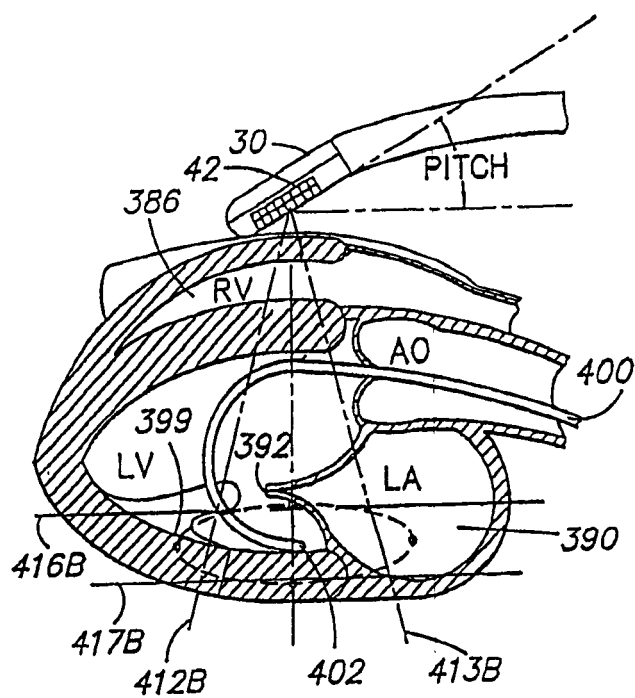


图 13A

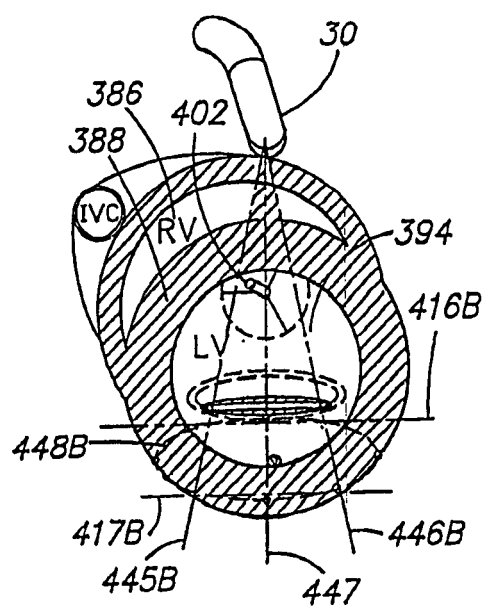


图 13B

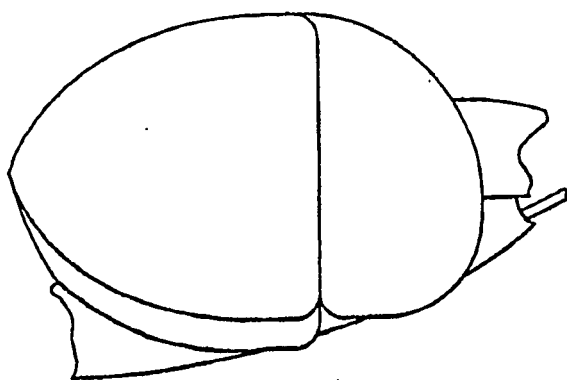


图 13C

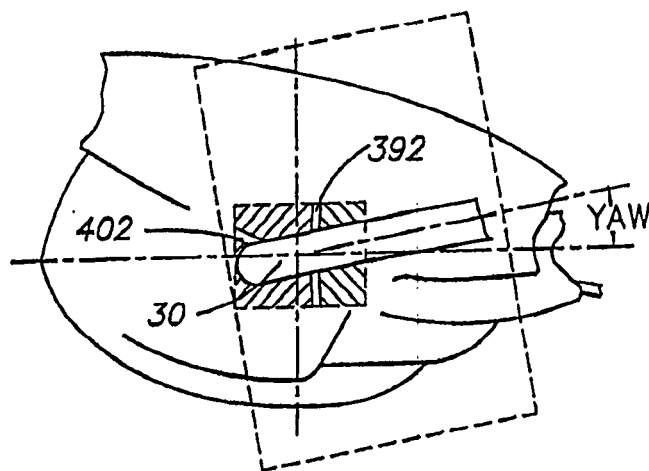


图 13D

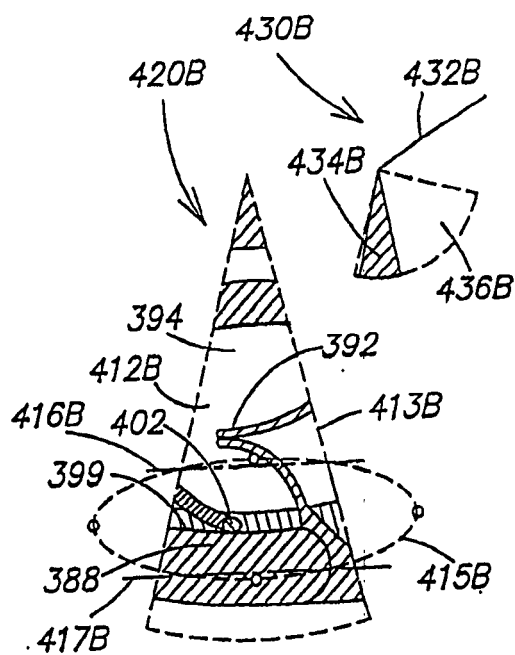


图 14A

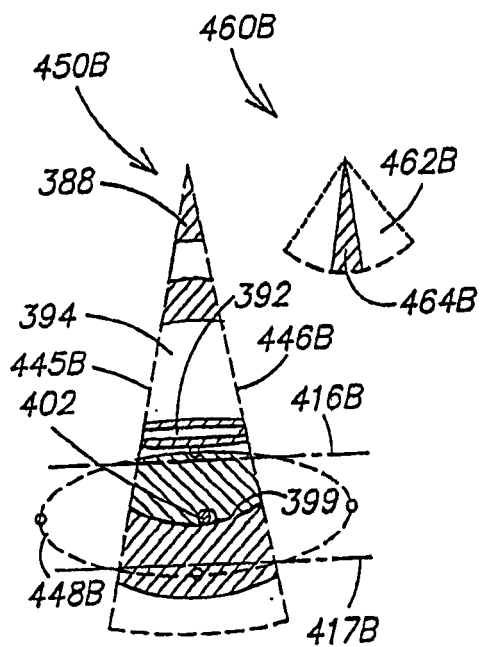


图 14B

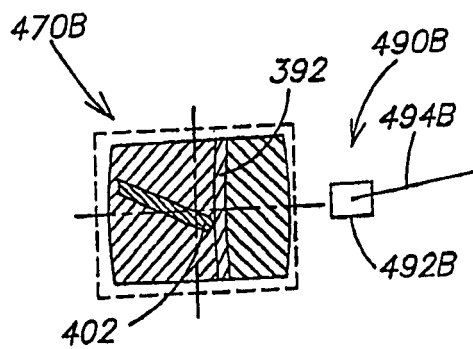


图 14C

专利名称(译)	经食道的以及经鼻、食道的超声成像系统		
公开(公告)号	CN1287741C	公开(公告)日	2006-12-06
申请号	CN02803082.6	申请日	2002-07-23
[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)	皇家飞利浦电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子有限公司		
[标]发明人	DG米勒 M佩斯茨恩斯基 H贝克		
发明人	D· G· 米勒 M· 佩斯茨恩斯基 H· 贝克		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/445 G01S15/8927 A61B8/483 A61B8/12 A61B8/4488 A61B8/4494		
优先权	09/914464 2001-07-31 US		
其他公开文献	CN1476311A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于生理组织成像的半侵入式超声成像系统，其包括：与二维超声换能器阵列相连的经食道或者经鼻经食道的探头；发送波束生成器；接收波束生成器；和图像生成器。二维超声换能器阵列设置在探头的细长主体的远端部上。发送波束生成器与换能器阵列相连并且构造成将几个超声波束发送到由方位定向和标高定向所限定的选择图形上。接收波束生成器与换能器阵列相连并且构造成根据在所选择的组织体积上反射的回波来获取超声数据。组织体积是由方位定向和标高定向以及所选择的扫描范围限定的。接收波束生成器构造成根据所获取的超声数据来合成图像数据。图像生成器构造成以接收图像数据并生成被显示在图像显示器上的所选择的组织体积的图像。优选的是，图像生成器构造成根据图像数据生成几个关于所选择的组织体积的正射投影图。

