

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200580034158.X

[51] Int. Cl.
A61B 8/14 (2006.01)
G01S 7/52 (2006.01)
G01S 15/89 (2006.01)

[45] 授权公告日 2009年9月23日

[11] 授权公告号 CN 100542491C

[22] 申请日 2005.10.3

[21] 申请号 200580034158.X

[30] 优先权

[32] 2004.10.8 [33] US [31] 60/617,492

[86] 国际申请 PCT/IB2005/053249 2005.10.3

[87] 国际公布 WO2006/038180 英 2006.4.13

[85] 进入国家阶段日期 2007.4.6

[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 J·弗里萨 K·蒂勒 D·普拉特
刘令南

[56] 参考文献

JP2000-287976A 2000.10.17

US6245017B1 2001.6.12

WO2004/029655A1 2004.4.8

审查员 彭 燕

[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 陈景峻

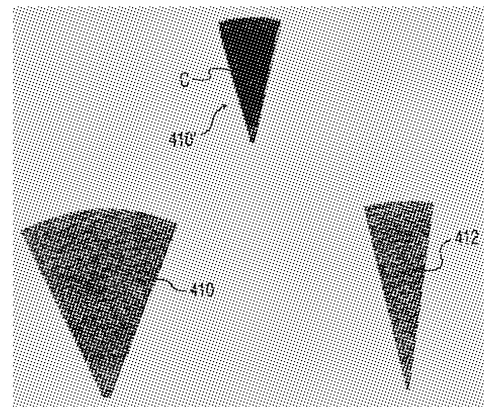
权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 28 页

[54] 发明名称

具有图像反向和颠倒的三维诊断超声成像系统

[57] 摘要

三维超声成像系统获取来自体积区域的 3D 图像数据并对图像数据进行处理而以给定的取向产生体积区域的活动的 3D 图像。用户控制装置可以由用户切换以便按需要呈现具有不同取向的图像。3D 图像中的组织和图像格式两者都可以颠倒，并且 3D 图像的左右外观可以通过组织的相应的前后反向而被反向。



1. 一种用于三维成像的超声诊断成像系统，包括：
矩阵阵列换能器，用来使以电子方式可操控的波束扫描身体的体积区域；
耦合到所述矩阵阵列换能器的图像处理器，用来产生所述体积区域中的解剖组织的活动的 3D 图像；
耦合到所述图像处理器的显示器，用来以给定的显示格式显示活动的 3D 图像；以及
耦合到所述图像处理器的用户控制装置，用于由用户操作来使显示器上的所述活动 3D 图像中看到的所述显示格式和解剖组织两者都垂直地颠倒。
2. 权利要求 1 的超声诊断成像系统，其中在颠倒之前在显示器上看到的组织的顶部，在颠倒后出现在图像的底部；在颠倒之前在显示器上看到的组织的底部，在颠倒后出现在图像的顶部；在颠倒之前在显示器上看到的组织的左侧部，在颠倒后出现在图像的右侧部；以及在颠倒之前在显示器上看到的组织的右侧部，在颠倒后出现在图像的左侧部。
3. 权利要求 1 的超声诊断成像系统，其中在颠倒之前在显示器上在图像的底部看到的组织的顶部，在颠倒后出现在图像的顶部；以及在颠倒之前在显示器上在图像的顶部看到的组织的底部，在颠倒后出现在图像的底部。
4. 权利要求 1 的超声诊断成像系统，其中所述显示格式包括扇区格式。
5. 权利要求 1 的超声诊断成像系统，其中所述图像处理器还包括用于产生体积区域的平面的 2D 图像的图像处理器；
其中所述显示器还包括在显示活动的 3D 图像时用来同时显示 2D 图像的显示器；
其中所述用户控制装置用来同时颠倒在显示器上的活动的 3D 图像和 2D 图像。
6. 一种用于三维成像的超声诊断成像系统，包括：
矩阵阵列换能器，用来使以电子方式可操控的波束扫描身体的体积区域；

耦合到所述矩阵阵列换能器的图像处理器，用来产生所述体积区域中的解剖组织的活动的 3D 图像；

耦合到所述图像处理器的显示器，用来显示活动的 3D 图像；以及

耦合到所述图像处理器的用户控制装置，用于由用户操作来同时实施所述显示器上的所述活动 3D 图像的左右反向和前后反向。

7. 一种用于改变活动的 3D 超声图像的取向的方法，包括：

用矩阵阵列换能器获取活动的 3D 超声图像；

在图像显示器上以给定的取向和给定的显示格式来显示活动的 3D 图像；

启动用户控制装置以使显示器上的活动的 3D 图像和所述显示格式二者同时垂直颠倒；以及

在所述显示器上以相对于给定的取向和显示格式为颠倒的取向和显示格式来显示活动的 3D 图像。

具有图像反向和颠倒的三维诊断超声成像系统

本发明涉及超声诊断成像，特别涉及其中 3D 图像可以容易地颠倒和反向以便从不同的诊断视角观看的三维超声成像系统。

活动的实时 3D 成像成为商业上可应用的已有若干年。活动的 3D 成像，要比标准 2D 成像更加存在着图像质量与帧速率之间的取舍。为了良好的质量，希望在整个图像场上发送和接收大量良好地聚焦的扫描线。对于高的实时帧速率（这在对诸如心脏那样的活动对象成像时是特别有用的），则希望在短的时间段内发送和接收图像的所有的扫描线。然而，扫描线的发送和接收受到声音速度是 1540m/s 的物理定律的限制。因此，取决于图像的深度（这确定了在等待图像全部深度内回波返回所需要的时间），发送和接收图像的所有的扫描线需要一个确定的时间量，这会导致显示的帧速率变为低得无法接受。这个问题的解决方案是减小扫描线的数目和提高多线接收的程度。这将增加帧速率，但可能要以图像质量的恶化为代价。在 3D 成像中，问题甚至更尖锐，因为为了全部扫描体积区域，可能需要成百或数千条扫描线。另一个解决方案是使扫描的空间的体积变窄，以减小扫描线的数目，这也将增加帧速率。但这会不希望地只提供超声检查对象很小一部分组织的视图。

如前所述，这个进退两难的境地在于为诸如跳动的的心脏那样的活动对象成像时表现得最明显。对于心脏的 3D 成像的进退两难的问题的一种创造性的解决方案在美国专利 5993390 中描述。在这个专利中采用的方法是把心跳周期划分成 12 个位相。在十二分之一心跳周期期间被扫描的心脏的区域产生基本上静止（非模糊）的图像。该专利的发明人确定，九个这样的区域包括了典型的心脏的全部体积。因此，通过扫描心脏以得到在心跳周期的 12 个位相的每个位相期间的这九个子体积中的一个子体积。在这九个心跳的周期内，根据心跳周期的 12 个位相的每个位相的子体积分片合起来成为心脏的一个完整的 3D 图像。当完整的图像按位相接连地被实时显示时，给观众呈现的是心脏的实时图像。然而，这是一个重放的图像，而不是心脏的当前活动的图像。因此，希望能够对一个足以包括心脏的体积区域来进行当前

活动的 3D 成像。

按照本发明的原理，将实时地获取心脏的当前活动的子体积。这些子体积可以在最大的体积区域内被操控，而同时超声探头在选定的声音窗口内保持为静止的。这使得用户能够找到用于观看最大体积区域的最好的声学区域，然后通过在该区域内操控活动的 3D 子体积而审查该区域。在一个实施例中，子体积是在预定的增量的位置上可操控的。在另一个实施例中，子体积对最大体积区域是连续地可操控的。第一显示实施例是结合使得用户能够直观地感知子体积的位置上同时发生的 3D 和 2D 图像而描述的。另一个显示实施例是使得用户能够选择多个想要的观看取向而描述的。

在图上：

图1显示按照本发明的原理构建的超声诊断成像系统。

图2以框图形式显示按照本发明的原理构建的超声诊断成像系统的结构。

图3以框图形式显示在本发明的一个实施例中的3D探头和波束成形器的主要的单元。

图4显示可以由二维矩阵换能器进行扫描的体积区域。

图5以顶端视图显示包括心脏的体积区域。

图6显示把图4和5的体积区域划分成三个子体积。

图7显示图6的子体积的立面图。

图8a-8c是图6的三个子体积的超声图像。

图9a-9c显示被用来扫描图8a-8c的三个子体积的波束平面倾斜度。

图10显示在获取图8a-8c的三个子体积使用的多线接收。

图11-22是按照本发明的、以不同的取向的二维和三维图像的屏幕照相；和

图11a-22a显示可以通过图11-22的图像取向得到的心脏图。

图23是显示用于连续地操控遍及最大体积区域中的子体积的控制序列的框图。

图24显示通过连续操控而重新定位的子体积。

首先参照图1，图上显示按照本发明的原理构建的超声系统。超

声系统包括主机架或机架60，包含系统的大多数电子电路。机架60安装有轮子，以便于移动。图像显示器62被安装在机架60上。不同的成像探头可以插入到机架60的三个接头64中。机架60包括具有键盘和控制装置的控制面板，总体上用标号66表示，声谱仪操作员通过它们操纵超声系统，并输入有关病人或正在进行的检查的类型的信息。在控制面板66的背面是触摸屏显示器68，在其上显示可编程软键，用于进行如下面描述的特定的控制功能。声谱仪操作员只要触摸显示器上的软键的图像就可选择在触摸屏显示器68上的软键。在触摸屏显示器的底部是一行按钮，它们的功能按照在触摸屏上紧接在每个按钮上方的软键标签而变化。

在图2上显示本发明的超声系统的主要的单元的框图。超声发射机10通过收/发(T/R)开关12被耦合到换能器阵列14。换能器阵列14是换能器单元的二维阵列(矩阵阵列)，用于执行三维扫描。换能器阵列14把超声能量发送到要被成像的体积区域，并接收来自区域内各种结构和器官所反射的超声能量。发射机10包括发送波束成形器，它控制延时时序，施加到换能器阵列的各单元的信号通过该时序而被定时，从而发送具有所需操控方向和焦点的波束。通过适当地把由发射机10施加到每个换能器单元的脉冲延时，发射机10沿所需发送扫描线发送聚焦的超声波束。换能器阵列14通过收/发(T/R)开关12被耦合到超声接收机16。来自体积区域内各点的反射超声能量由换能器单元在不同的时间被接收。换能器单元把接收的超声能量变换成接收的电信号，这些信号被接收机16放大和提供给接收波束成形器20。来自每个换能器单元的信号被分别延时，然后由波束成形器20相加，以提供波束成形信号，它是沿给定的接收扫描线的点的反射的超声能量电平的代表。正如在技术上已知的，被施加到收到的信号的延时在超声能量接收期间可以变化以实施动态聚焦。处理过程对引导到全部体积区域上的多个扫描线重复进行，以提供生成体积区域的图像用的信号。因为换能器是二维的，接收扫描线在方位和仰角上被操控而形成三维扫描图案。波束成形信号可能经受诸如滤波和多卜勒处理那样的信号处理，并被存储在图像数据缓存器28，该缓存器存储对于最大体积区域的不同的体积分段或子体积的图像数据。图像数据从图像数据缓存器28被输出到显示系统30，它根据图像数据生成感兴趣区域的三维图

像，以便在图像显示器62上显示。显示系统30包括扫描变换器，它把来自波束成形器20的扇区扫描信号转换成传统的光栅扫描显示信号。显示系统30还包括体积呈现器。系统控制器32响应用户输入和内部存储的数据提供系统的总体控制。系统控制器32执行定时和控制功能，典型地包括微处理器和相关的存储器。系统控制器32还响应由系统用户经由人工或语音控制而从控制板与触摸屏显示器36接收到的信号。ECG设备34包括被附着到病人的ECG电极。ECG设备34提供ECG波形给系统控制器32，用于在心脏检查期间显示。ECT信号也可以在某些检查期间用来使成像与病人的心跳周期同步。

图3是当为3D成像而操作矩阵阵列时超声系统的更详细的框图。图1的二维换能器阵列14的单元被划分成被连接到M个组内发送处理器的M个发送子阵列30A，和被连接到N个组内接收处理器的N个接收子阵列30B。具体地，发送子阵列 $31_1, 31_2, \dots, 31_M$ 分别被连接到组内发送处理器 $38_1, 38_2, \dots, 38_M$ ，它们又被连接到发送波束成形器40的信道 $41_1, 41_2, \dots, 41_M$ 。接收子阵列 $42_1, 42_2, \dots, 42_N$ 分别被连接到组内接收处理器 $44_1, 44_2, \dots, 44_N$ ，它们又被连接到接收波束成形器20的处理信道 $48_1, 48_2, \dots, 48_N$ 。每个组内发送处理器 38_i 包括一个或多个数字波形生成器，提供发送波形；和一个或多个电压驱动器，用于放大发送的脉冲，以便激励所连接的换能器单元。替换地，每个组内发送处理器 38_i 包括可编程延时线，接收来自常规的发送波束成形器的信号。例如，来自发射机10的发送输出可被连接到组内发送处理器，而不是换能器单元。每个组内接收处理器 44_i 可包括相加延时线或几个被连接到相加单元（相加接合点）的可编程延时单元。每个组内接收处理器 44_i 把各个换能器信号延时，使延时的信号相加，并把相加的信号提供到接收波束成形器20的一个信道 48_i 。替换地，一个组内接收处理器把相加的信号提供到并行接收波束成形器的几个处理信道 48_i 。并行接收波束成形器被构建成同时合成几个接收波束（多线）。每个组内接收处理器 44_i 还可包括几个相加延时线（或几组可编程的延时单元，每组被连接到相加接合点），用于同时接收来自几个点的信号。系统控制器32包括微处理器和相关的存储器，系统控制器被设计成控制超声系统的操作。系统控制器32经由总线53把延时命令提供到发送波束成形器信道，并且还经由总线54把延时命令提供到组内发送处理

器。延时数据操控在楔形的发送图案、平行四边形的发送图案、或包括三维发送图案的其它图案的发送扫描线上生成的发送波束并使它们聚焦。系统控制器32还经由总线55把延时命令提供到接收波束成形器的信道，并且经由总线56把延时命令提供到组内接收处理器。施加的相对延时控制合成的接收波束的操控和聚焦。每个接收波束成形器信道 48_i 包括活动的增益放大器，它控制增益作为接收信号深度的函数；和延时单元，它把声音数据延时，以达到合成的波束的波束操控和动态聚焦。相加单元50接收来自波束成形器信道 $48_1, 48_2, \dots, 48_N$ 的输出，并把输出相加，以便把最终得到的波束成形器信号提供到图像生成器30。波束成形器信号代表沿接收扫描线合成的接收超声波束。图像生成器30构建由通过扇形图案、平行四边形图案、或包括三维图案的其它图案合成的多个来回波束探测的区域的图像。发送和接收波束成形器两者都可以是模拟或数字波束成形器，正如例如在美国专利No. 4, 140, 022; 5, 469, 851; 5, 469, 851中描述的，所有这些专利在此引用以供参考。

系统控制器通过利用在发送波束成形器信道 41_i 中的“粗”延时值和组内发送处理器 38_i 中的“细”延时值来控制换能器单元的时序。有几种方式生成用于换能器单元的发送脉冲。在发射机10中的脉冲生成器可以把脉冲延时信号提供到移位寄存器，后者提供几个延时值给发送子阵列30A。发送子阵列提供用于驱动发送换能器单元的高压脉冲。替换地，脉冲生成器可以提供脉冲延时信号到被连接到发送子阵列的延时线。延时线提供延时值到发送子阵列，发送子阵列提供用于驱动发送换能器单元的高压脉冲。在另一个实施例中，发射机可以提供成形的波形信号到发送子阵列30A。有关图3的发送和接收电路的进一步的细节可以在美国专利No. 6, 126, 602中找到。

图4显示扫描体积区域80的二维矩阵阵列换能器70。通过上述的换能器和成像系统的相控阵操作，矩阵阵列可以使得波束扫描棱锥体积区域80。从棱锥的顶端到它的基底的高度确定了要成像的区域的深度，它根据诸如频率与波束的渗透深度那些因素进行选择。棱锥的边的倾斜由施加到波束的操控程度确定，后者进而又通过考虑到操控波束时可得到的延时和换能器在离轴（急剧倾斜）波束操控时的灵敏度而被选择。

诸如体积区域80那样的最大体积区域可以具有足够的尺寸以包容3D成像用的整个心脏，如图5所示，其中心脏100以顶端扫描方式显示。心脏100的三个腔室被显示在图5的心脏图形上，包括右心室（RV）、左心房（LA）、和左心室（LV）。在图上还显示主动脉（AO）和它的主动脉瓣膜102、以及在LA与LV之间的瓣膜104。然而，对于扫描整个最大体积区域80以观看整个心脏所需要的时间可能太慢，无法满足实时成像，或可能花费太长时间以致于出现运动人工产物，或这两种情况都兼有。按照本发明的原理，最大体积区域被划分成子体积B（背后）、C（中心）、和F（前面），如图6所示。虽然体积区域80在方位（AZ）方向例如可以跨越 60° 的角度，但子体积将跨越较小的角度。在图6的实施例中，子体积每个跨越 30° 的角度。这意味着，对于相同的波束密度和深度，每个子体积可以用整个体积区域80的一半的时间来扫描。这将导致显示器的实时帧速率加倍。子体积可以被做成为相邻的或重叠的。例如，如果最大体积区域的角度是 90° ，可以利用每个 30° 的三个相邻的子体积。替换地，对于 60° 的最大体积区域，三个 20° 子体积可被用于甚至更高的帧速率。在图6的实施例中，B和F子体积是在最大体积区域80的中心处相邻的，以及C子体积是在区域80的中心处作为中心的。正如下面说明的，区域80的这种划分对3D体积提供恒定且容易理解的参考，使声谱仪操作员获益。

按照本发明的另一个方面，对每个子体积的选择只要在超声系统的触摸屏68上扳动单个控制装置使得声谱仪操作员能够移动子体积的序列而不用移动探头。在心脏成像时，对身体的可接受的声学窗口进行定位常常是挑战性的。由于心脏被肋骨所包围，肋骨不是超声的良好输送体，因此通常必须找到通过肋骨或在肋骨下面供探头用的孔。这在3D成像时是特别困难的，因为波束在仰角（EL）和方位两个方面都要被操控。一旦声谱仪操作员发现到可接受的心脏的声学窗口，在扫描期间保持探头接触5窗口是很有好处的。在本发明的实施例中，声谱仪操作员可以对声学窗口定位而同时以传统的方式扫描心脏。一旦在2D成像期间找到可接受的声学窗口，系统就通过触动按钮而切换到3D成像；不需要移动探头。然后，用户可以通过单个按钮从背后移动到中心再到前面的子体积，观察活动的3D成像中的每个子体积，而在任何时间都不需要移动探头。

图7显示如上所述地形成的B, C, F子体积的每个子体积的每个方位中心面的剖面。当三个子体积被形成为如图6所示时, 这些中心面唯一地对应于每个子体积: 背后子体积B的中心面是向左倾斜的直角三角形, 前面子体积F的中心面是向右倾斜的直角三角形, 以及中心子体积C的中心面是对称的。正如下面说明的, 这些面的形状使得声谱仪操作员能够立即理解被观看的子体积。图8a, 8b和8c显示当显示三个子体积时在显示屏幕62上的屏幕照相。在这些和随后的图上, 为了说明清晰起见, 图像从它们的常规的超声显示格式进行了黑/白颠倒。正如刚才说明的, 在图8a上的F子体积看起来是向右倾斜的, 在图8c上的B子体积看起来是向左倾斜的, 而在图8b上的C子体积看起来是对称地平衡的。

当选择观看不同的子体积时, 发送和接收波束的波束面的倾斜被改变以获取想要的子体积。图9a是垂直于矩阵换能器的平面的视图, 它显示在用于3D扫描的 θ - ϕ 平面上的波束扫描空间。在这个波束扫描空间中, 在通过孔90的中心的水平线上的一行波束, 在仰角面上垂直于换能器的面延伸, 但在方位上从左到右, 从 -45° 到 0° (在中心) 到 $+45^\circ$ 被逐步地操控, 因为换能器是作为相控阵换能器操作的。同样, 在垂直线上在孔90的中心的下面的一列波束在方位上垂直于换能器的面延伸, 但在仰角面上从阵列的底部到顶部, 从 -45° 到 0° (在中心) 到 $+45^\circ$ 被逐步操控。在图9a上, 从 0° 到 $+30^\circ$ 倾斜的一组波束面用来扫描前面子体积F。在这个实施例中, 每个仰角波束面在方位角上倾斜, 从 -30° 到 $+30^\circ$ 延伸。当探头逐步扫描中心子体积C时, 发送波束面从 -15° 倾斜到 $+15^\circ$ 倾斜延伸, 如图9b所示。当探头逐步扫描背后子体积B时, 所使用的发送波束面是从 -30° 到 0° , 如图9c所示。在这些图的每个图上, 在波束面上的波束在方位上从 -30° 到 $+30^\circ$ 对称地倾斜。然而, 在所建立的实施例中, 可以使用其它倾斜和/或子体积可以在方位上按希望向左或向右非对称地倾斜。由于发送和接收波束倾斜的选择由系统控制器和发射机以电子方式完成, 当进行这种改变时, 同样不需要从它的声学窗口移动探头。

在线性阵列实施例中, 其中所有的波束都垂直于换能器的平面, 发送和接收孔沿阵列逐步发送和接收在空间上不同的子体积。

在所构建的实施例中, 使用4X 多线来增加波束密度, 这意味着,

响应于每个发送的波束形成四个接收波束。图10显示典型的4X多线图案，其中每个发送波束，在本图上是T1和T2，导致四个接收波束，用位于每个发送波束周围的四个x表示。

按照本发明的另一方面，每个3D子体积显示还伴随有两个2D图像，这帮助声谱仪操作员对所观看的图像定向。如前所述，声谱仪操作员从2D扫描心脏开始，移动探头，直至找到适当的声学窗口为止。在这种探查工作模式下，矩阵阵列探头发送和接收以垂直于阵列中心为取向的单个2D图像面。一旦找到声学窗口，2D图像就是在图6的最大体积区域80的中心图像面。用户然后触动在触摸屏幕68上的“3D”按钮，切换到3D成像，在屏幕上出现单个3D图像。用户然后可以触动在触摸屏幕上的“图像”按钮，查看多个显示选项。在所构建的实施例，这些按钮之一具有在其上的三个三角形（“3Δ”），以及当按钮被触动时，显示屏幕显示示于图11的三个图像，它们是B/W颠倒的实际屏幕照相。在屏幕的顶部中心是前面子体积F 3D图像。在屏幕的左下方是子体积F的表面110'的2D图像110。当三个子体积被选择为如图6所示时，图像110也是最大体积区域80的中心图像，并且也是在初始2D探查模式中使用的引导2D方位图像面。在显示的右下方是子体积F的中心截面的2D图像112，这在所显示的实施例中是正视参考图像。可以看到，图像112显示结合图7讨论的前面子体积的不同的剖面。因此，这些正交的2D图像110和112向用户提供熟悉的2D辅助以理解3D子体积图像F的取向。子体积F是在图11上由从矩阵阵列换能器70延伸到心脏图形100的虚线所跨越的子体积。

在这时也是在触摸屏幕68上表示为“前面”的按钮用于F图像视图。当用户触摸这个按钮时，它改变到“中心”按钮，以及图12的显示出现在显示屏幕62上。这时该显示切换到在屏幕顶部的3D中心子体积C。2D图像110是这个子体积从子体积C的近端到远端的中心截面的图像，被表示为110'。对称的2D图像114是从左到右通过子体积中心的不同的对称截面。子体积C是在图12a上由从矩阵换能器70延伸到心脏图形100的虚线所跨越的子体积。

当中心按钮再次被触摸时，它改变为读“背后”，以及图13的图像显示呈现在显示器顶部所显示的3D子体积B。2D图像110仍旧是在这个实施例中的最大体积的中心面（图6），而且也是在子体积B右面的外

表面110'。从左到右通过子体积B的不同的中心截面被显示为116。在这个显示上所显示的体积子区域是在图13a上由从矩阵换能器70延伸到心脏图形100的虚线所跨越的区域。

连续触动前面/中心/背后按钮，将把显示不断切换到这三个图像显示。图像的序列可以由系统设计者选择。例如，在所构建的实施例中，初始图像显示是背后子体积的显示，选择开关把显示顺序切换到背后/中心/前面视图。因此，声谱仪操作员可以通过三个高的帧速率逐步接连地切换子体积，从而以活动的3D的形式观看到整个心脏。

在图11-13的每个图像显示中，活动的3D子体积的观看角度可以由用户调节。图像初始地出现在附图上看见的透视图上，但然后可以由用户通过旋转控制板66上的跟踪球而改变。当跟踪球被操纵时，3D子体积呈现为在显示器上旋转，使得用户能够从前面、背后、侧面、或其它旋转观看的透视图观看每个子体积中的组织图像。这是通过响应跟踪球的运动改变动态视差呈现观看方向而完成的。

按照本发明的再一个方面，3D图像取向可以按照用户的喜好而变化。例如，成人心脏科专家通常喜欢观看以心脏的顶点和图像的顶点都位于屏幕顶上的顶端视图，如以前的图11-13所示。在这个取向上，心脏基本上以颠倒的取向被观看。另一方面，小儿科心脏专家通常喜欢观看心脏的顶端和图像的顶端两者都在屏幕的底部，这时心脏以它的正面朝上的组织方向观看。为了使得每个用户能够按他或她习惯地观看心脏，本发明的实施例将具有上/下颠倒按钮。在下面描述的实施例中，超声系统还具有左/右反向按钮，它也在下面被描述。

当用户触摸触摸屏68上的上/下颠倒按钮时，在扫描变换和3D呈现中用于显示的扫描线的处理次序被颠倒，显示被切换成如图14所示。在这个视图上，3D子体积F被颠倒，心脏的顶端位于图像底部，如图14a的矩阵阵列70和心脏图形100所示。最大体积区域80的中心面210也相应地颠倒，并仍旧显示颠倒了子体积F的表面210'的视图。同样地，子体积F的不同的中心截面212也被颠倒。图形的颠倒也使得在显示屏幕上图形左右方向反向，使得组织仍以原先的意义保持在图像上。在所显示的实施例中，颠倒（和反向，如下面讨论的）将使得“背后”子体积变为“前面”子体积，以及反之亦然。

触动触摸屏上表示“前面”的按钮，这时将使得按钮改变到“中

心”，并使得显示切换到颠倒的3D中心子体积C，如图15所示。子体积C的2D前面-到-背后中心面210被颠倒，就像不同的左面到右面截面212那样。子体积C是在图15a上从矩阵阵列换能器70延伸到心脏图形100的虚线之间得到的子体积。

再次触动触摸屏按钮使得按钮改变到“背后”，并使得显示改变到图16所示图形。颠倒的3D子体积B是如在图16a上从矩阵阵列换能器70延伸到心脏图形100的虚线所示地得到的子体积。2D中心面210在本实施例中是颠倒的子体积的侧面210'，以及子体积B的不同的截面212也被颠倒。

按照本发明的再一方面，3D图像的左-右方向也可以反向。当触摸屏68上的左/右反向按钮被触动时，在扫描变换和呈现显示处理中使用的扫描线的次序被反向，使得图像改变从左到右的意义。这有效地使得前面变为背后，以及对于3D子体积反之亦然。例如，图17显示在左/右反向后的3D子体积F。子体积被观看为好像组织的方向被反向，如图17a的心脏的反向图像100'所示。在图17上中心面210和不同的截面312在显示线序列中相应地反向。

顺序通过前面/中心/背后按钮序列将接着会出现颠倒的3D子体积C图像，如图18所示，也会出现颠倒的中心面图像310和左到右截面312。图像反向由图18a的颠倒的心脏图形100'表示。当触摸屏按钮第三次被触动时，颠倒的3D背后子体积图像B出现，如图19所示，一起出现的还有颠倒的中心面图像310和背后截面图像312。这些图像的取向是好像心脏被颠倒，如图19a所示。

最后，上/下颠倒的图像也可以被左右反向，如图20、21和22对前面、中心和背后子体积所显示的。在这个序列中，心脏呈现为好像被颠倒和反向，如图20a、21a和22a的心脏图形100'所显示的。通过上/下颠倒和左/右反向，要扫描的对象可以从任何的取向被观看，就好像用户从身体的不同的视角扫描组织那样。

上述的实施例使得声谱仪操作员有效地逐步递增地放置最大体积区域的子体积。不是逐步进行一系列离散定位的取向，而是可以希望能连续地改变子体积的取向。这是当用户处在3D模式时通过触动在触摸屏68上的“体积操控”按钮而完成的。在体积操控模式下，用户可以操纵在控制面板66上的连续控制，诸如旋钮或跟踪球，以便来回扫

描所显示的体积。在构建的实施例中，在触摸屏幕68下面的一个旋钮被用作体积操控，而在触摸屏幕旋钮上方的标签则把旋钮标识为体积操控。当系统进入体积操控模式时，在屏幕上显示的3D子体积可以通过控制旋钮被重新取向。当体积操控旋钮向右转动时，所显示的子体积呈现为从它的顶点向右摆动，当体积操控旋钮向左转动时，所显示的子体积向左摆动。子体积可以在颠倒的、未颠倒的、反向的或未反向的观看透视图上这样被操控。运动表现为连续的，相应于旋钮的连续运动。

用于这种体积操控的连续模式的控制序列显示于图23的流程图。在系统处在这种模式时，系统控制器连续地监视体积操控旋钮的任何改变。如果没有感知到运动，则这种监视继续，如步骤501所示。如果感知到把手位置的改变（“是”），则控制器在步骤502检验，查看子体积是否处在允许进行体积操控的最大体积区域的极限（例如，与最大体积80的边接触）。如果子体积被操控到它的极限，则系统回退到监视旋钮位置的改变，这时只有在旋钮改变到另外方向时才移动子体积。如果没有达到限制位置，则在步骤503，使得用于发送和接收波束成形器的波束操控角度按照旋钮位置的改变递增，以便沿稍微不同的取向操控体积。这个体积的几何改变在步骤503被传送到显示系统的扫描变换器，使得新获取的透视图像将以它们的新的取向被显示。波束成形器控制器在步骤504计算新的体积取向的第一波束位置和波束的停止与开始取向。在步骤506，设置用于发送和接收波束成形器的新的波束参数。然后，系统开始获取和显示在它的新的取向上的3D子体积，诸如在图24的屏幕照相上显示的子体积，而系统控制器则为随后的改变继续监视体积操控旋钮。对于这种操作模式，声谱仪操作员可以在最大体积区域的极限范围内以电子方式来回扫描3D子体积，以便获取在最大体积区域内高的帧速率30图像，而不需要移动探头离开它的声学窗口。在所构建的实施例中，可在跨越大到 90° 的最大体积区域内扫描跨越大到 57° 的角度的子体积。

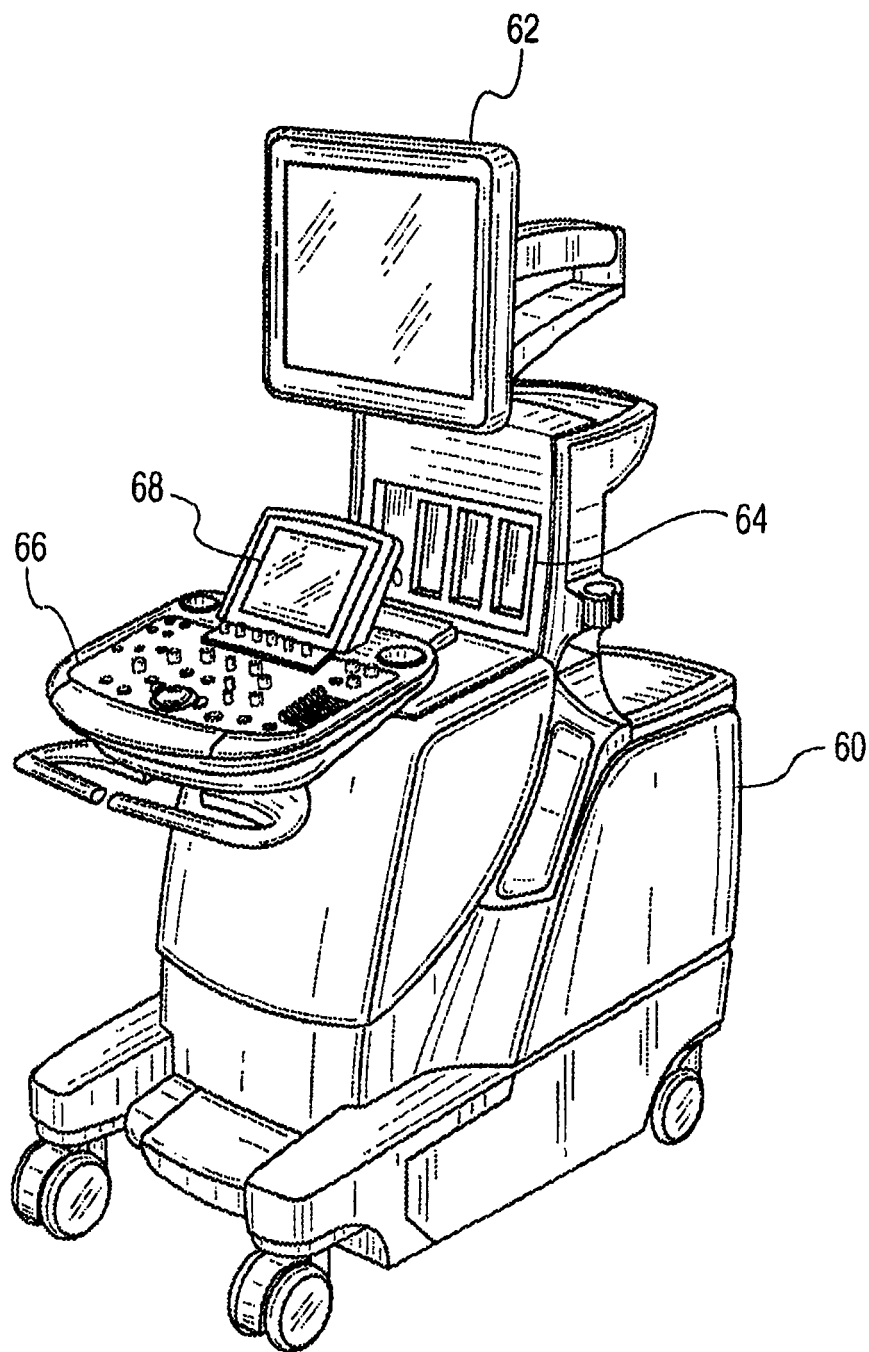


图 1

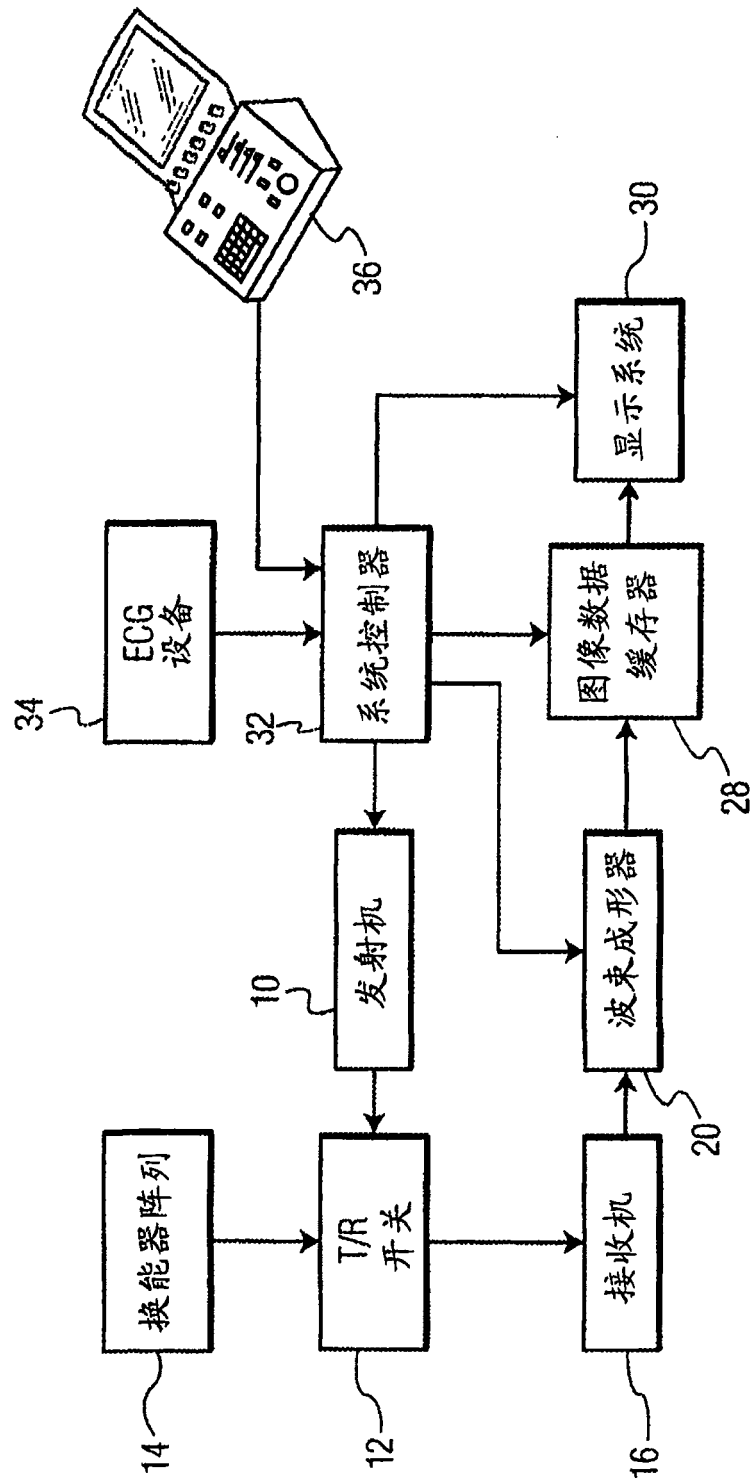


图 2

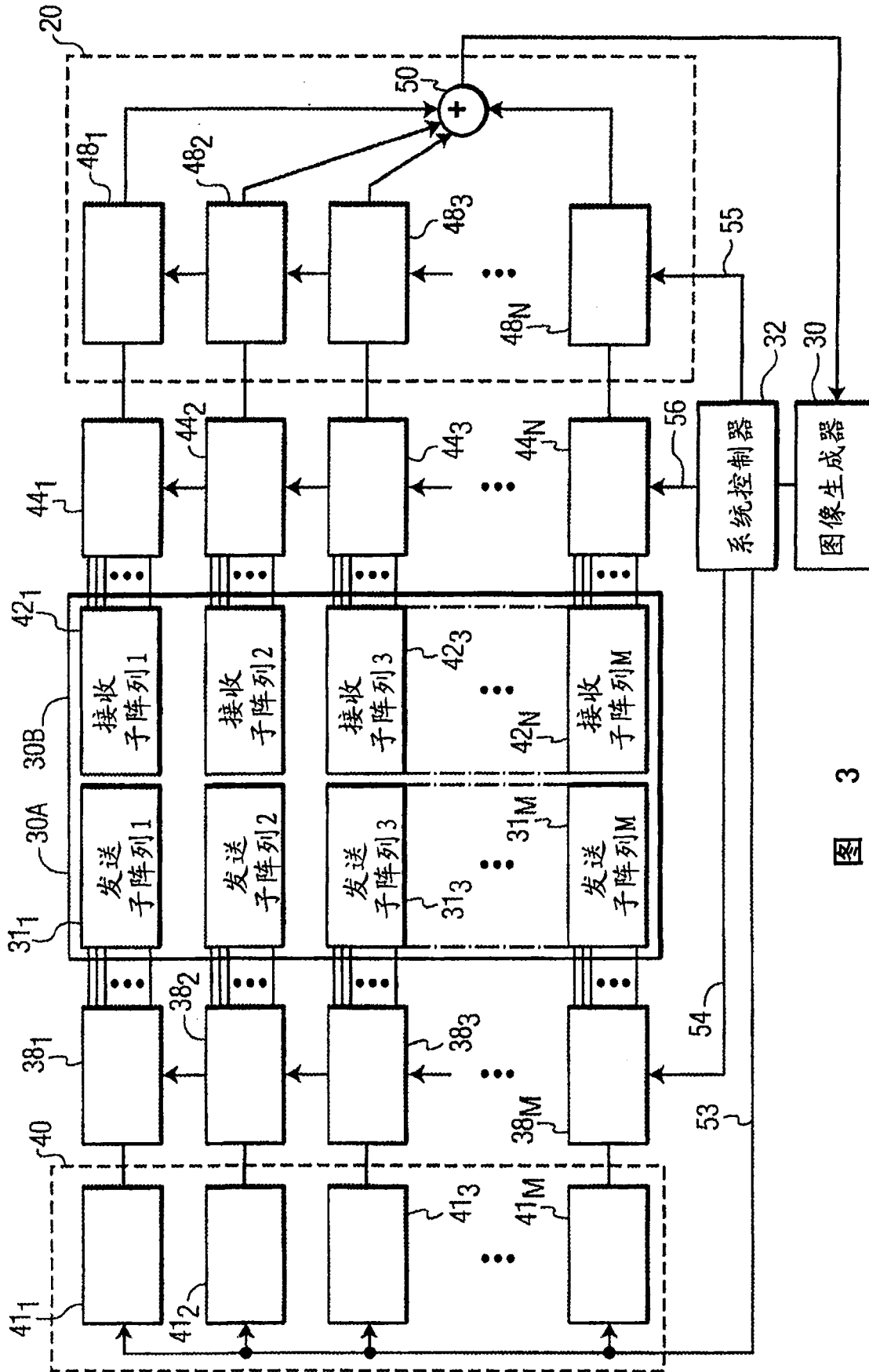


图 3

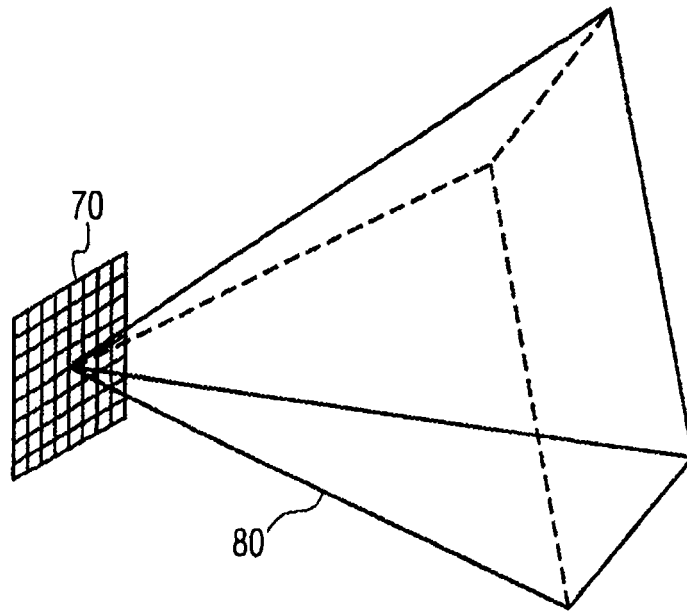


图 4

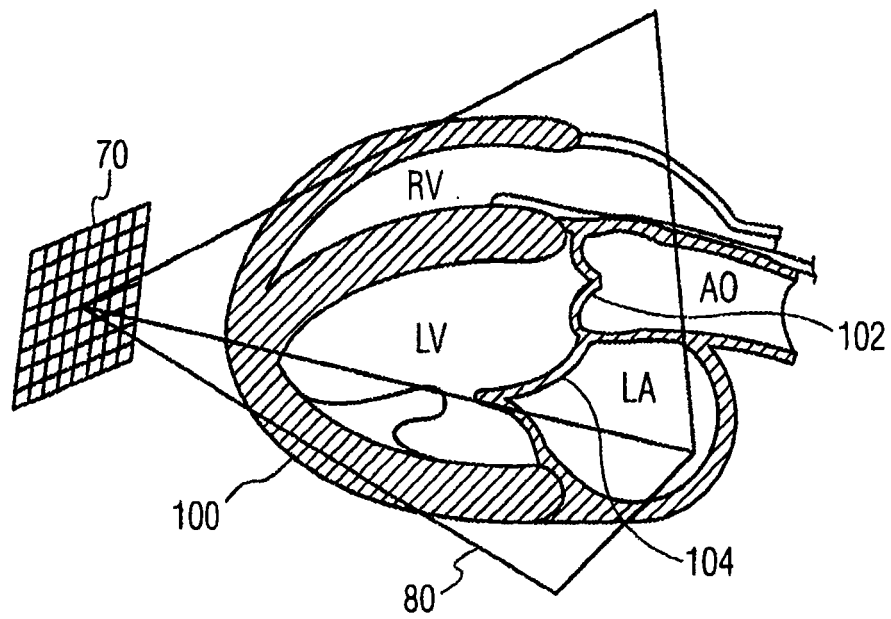


图 5

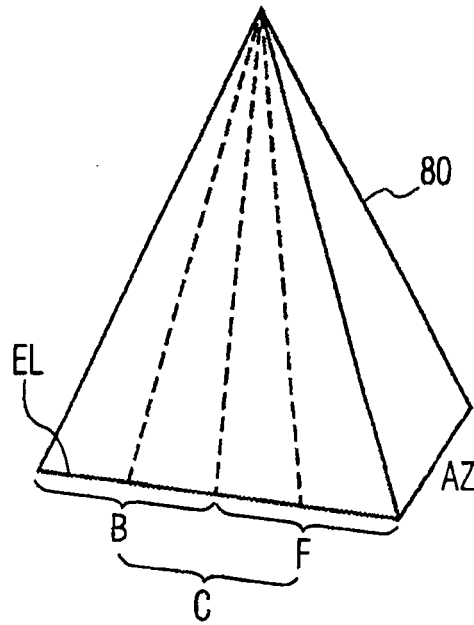


图 6

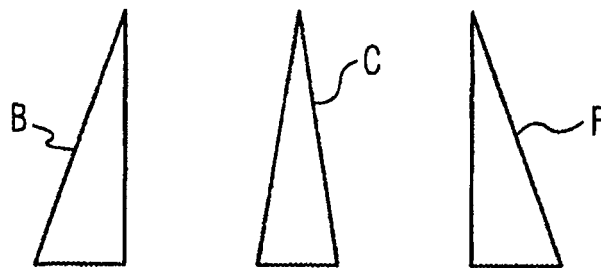


图 7

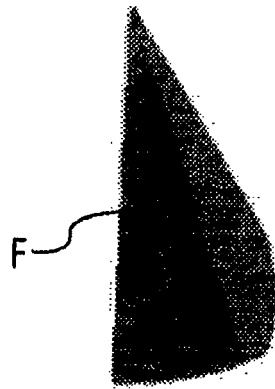


图 8a

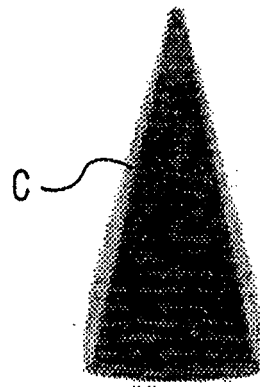


图 8b

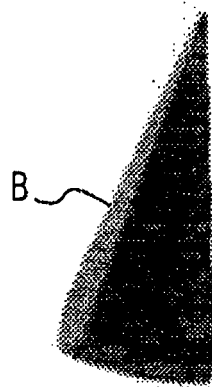


图 8c

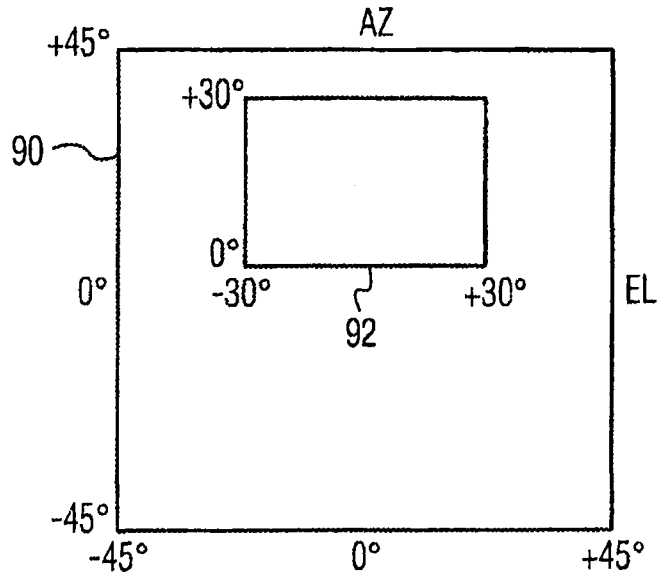


图 9a

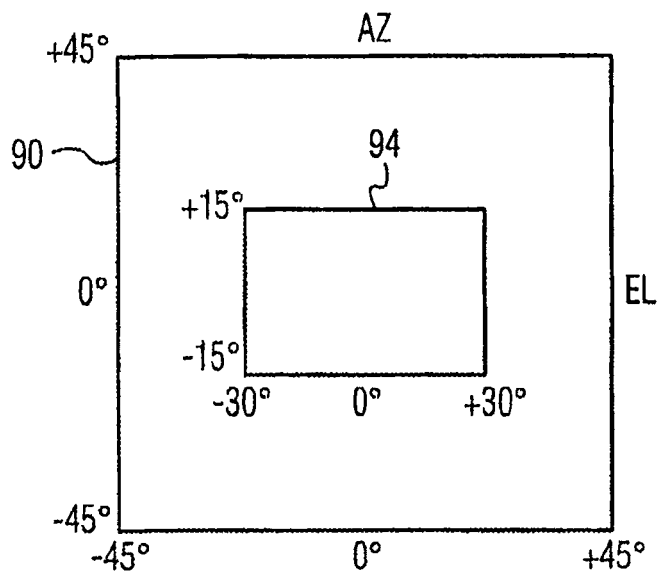


图 9b

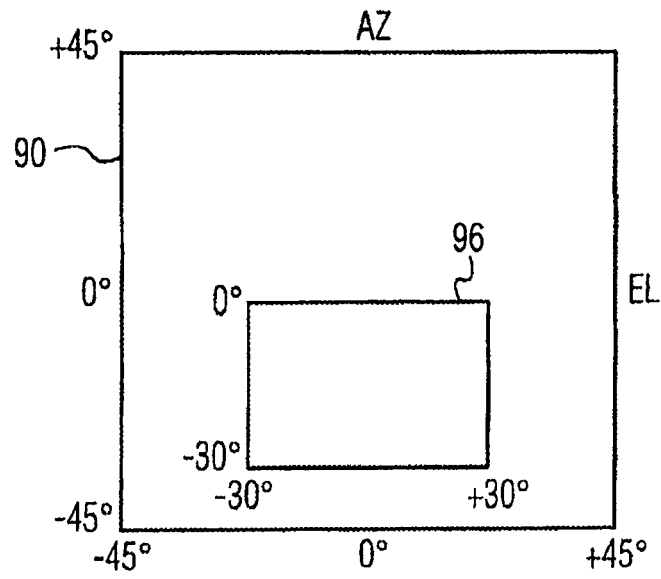


图 9c

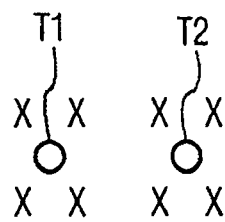


图 10

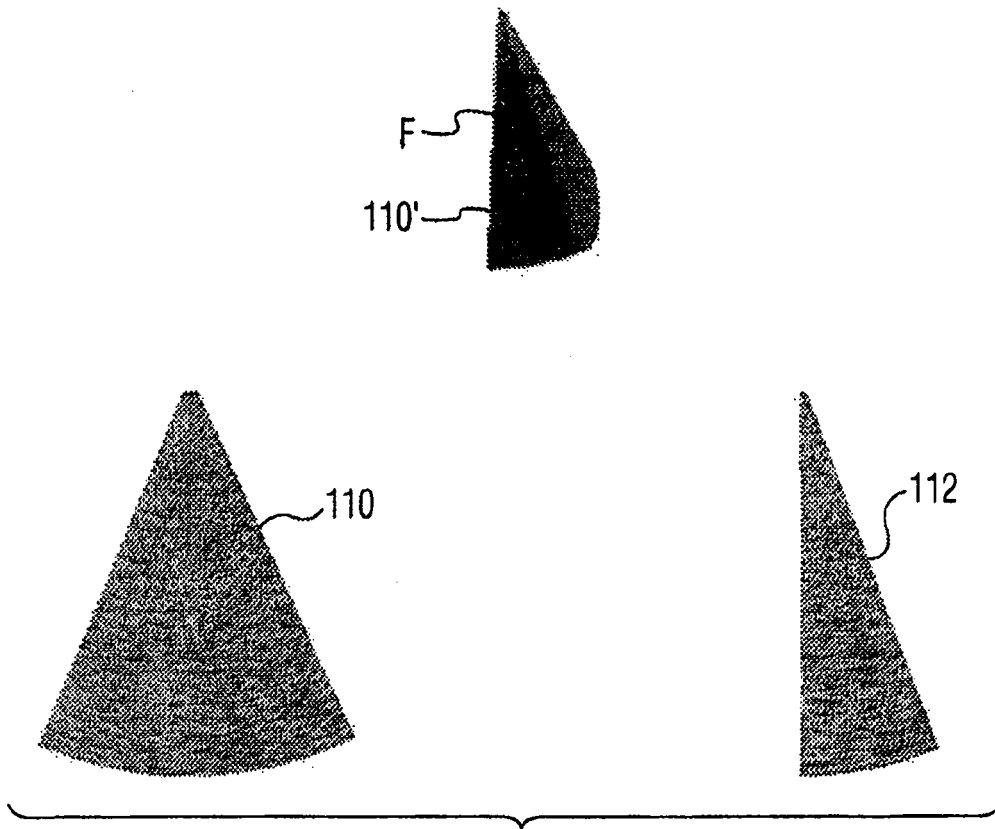


图 11

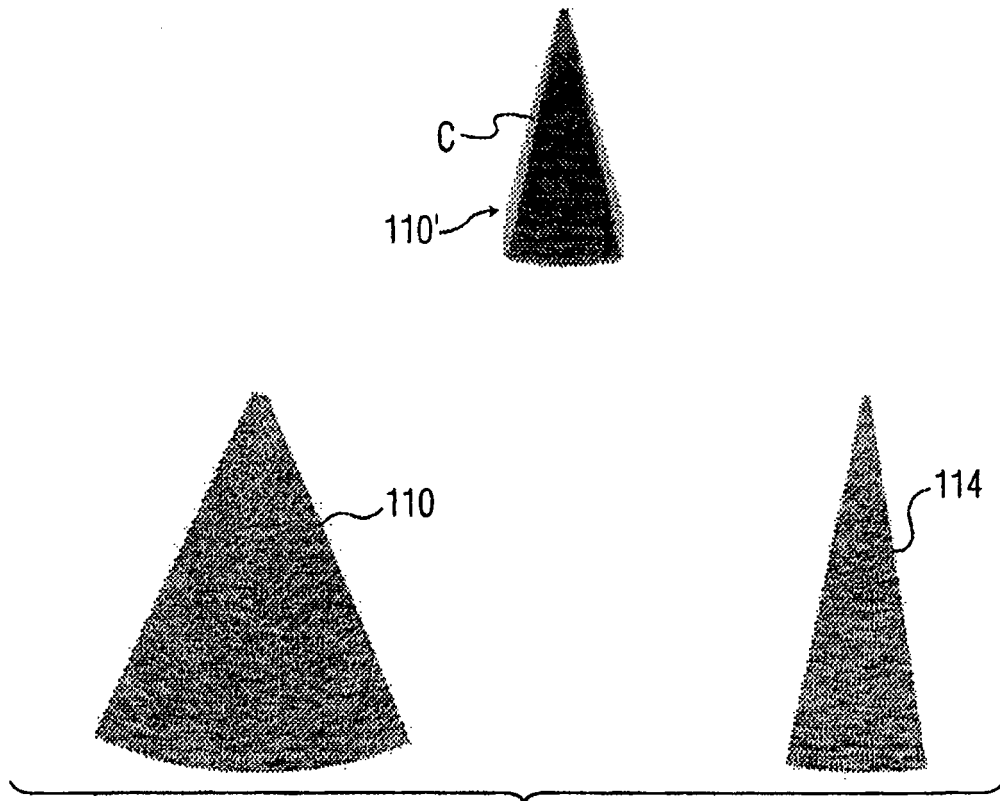


图 12

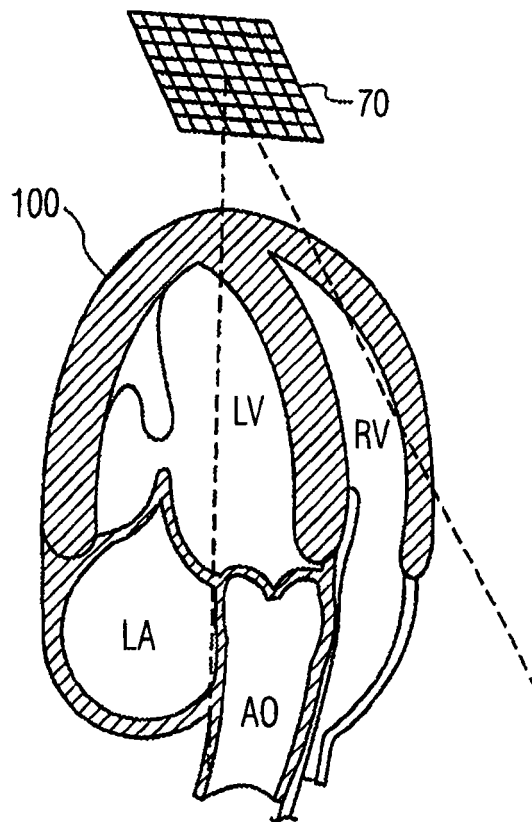


图 11a

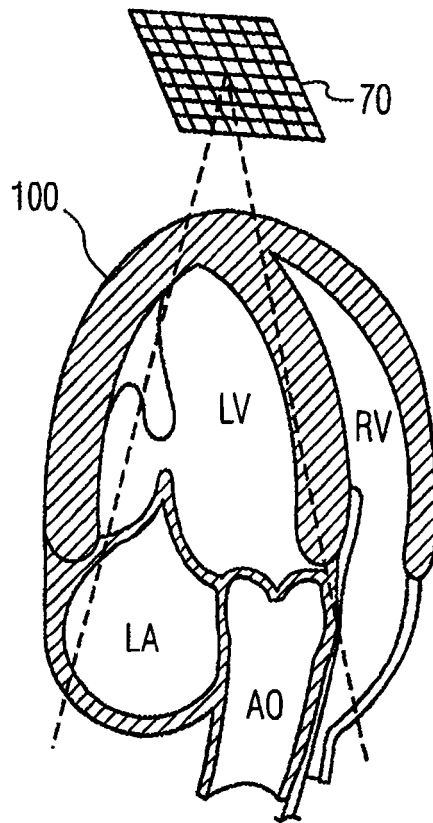


图 12a

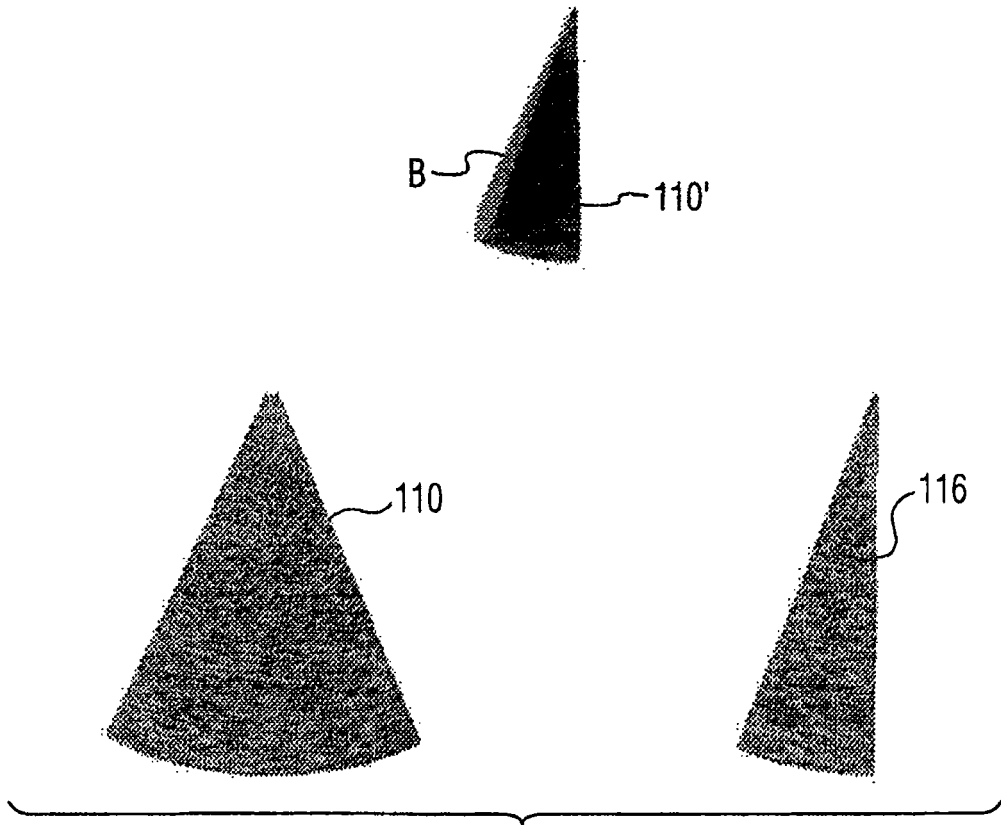


图 13

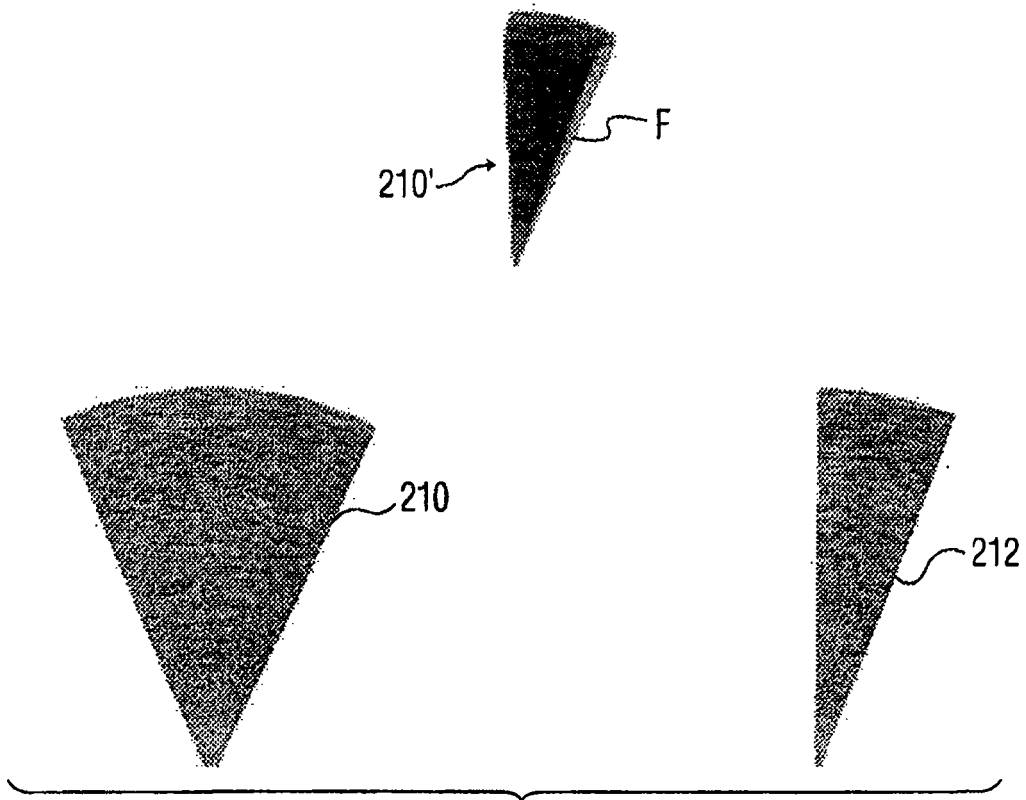


图 14

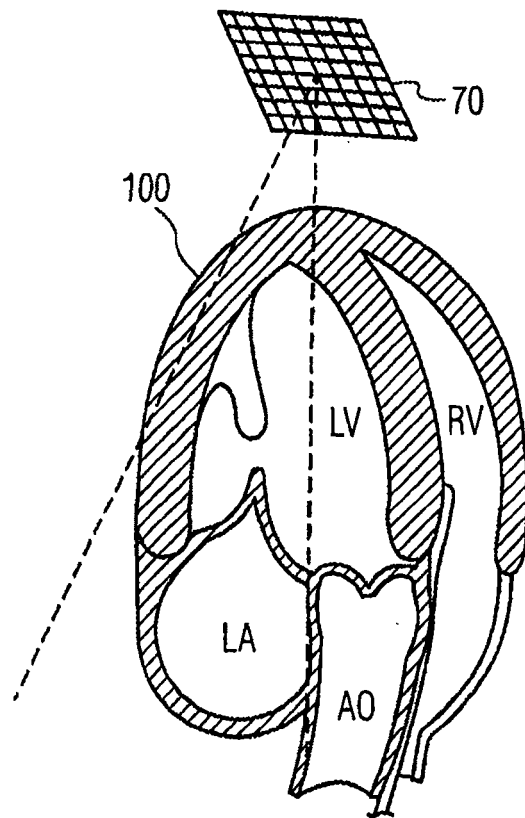


图 13a

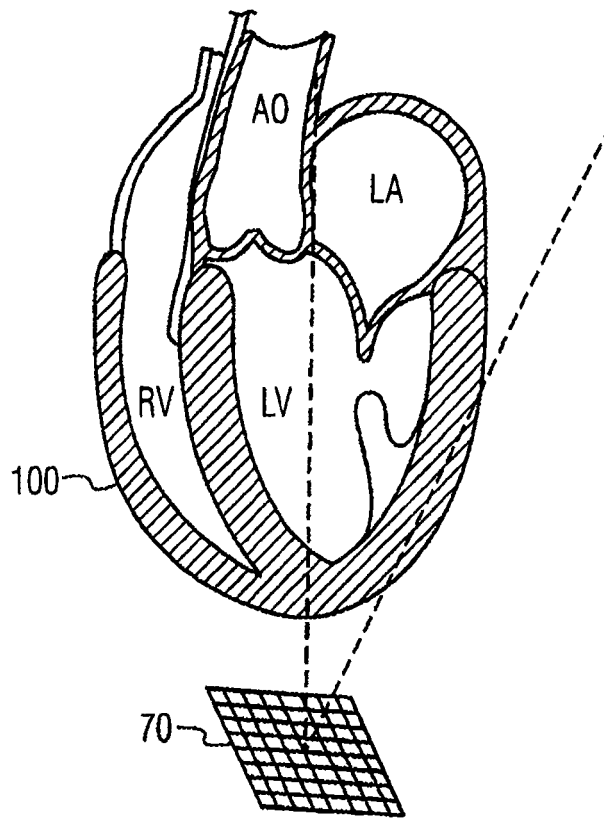


图 14a

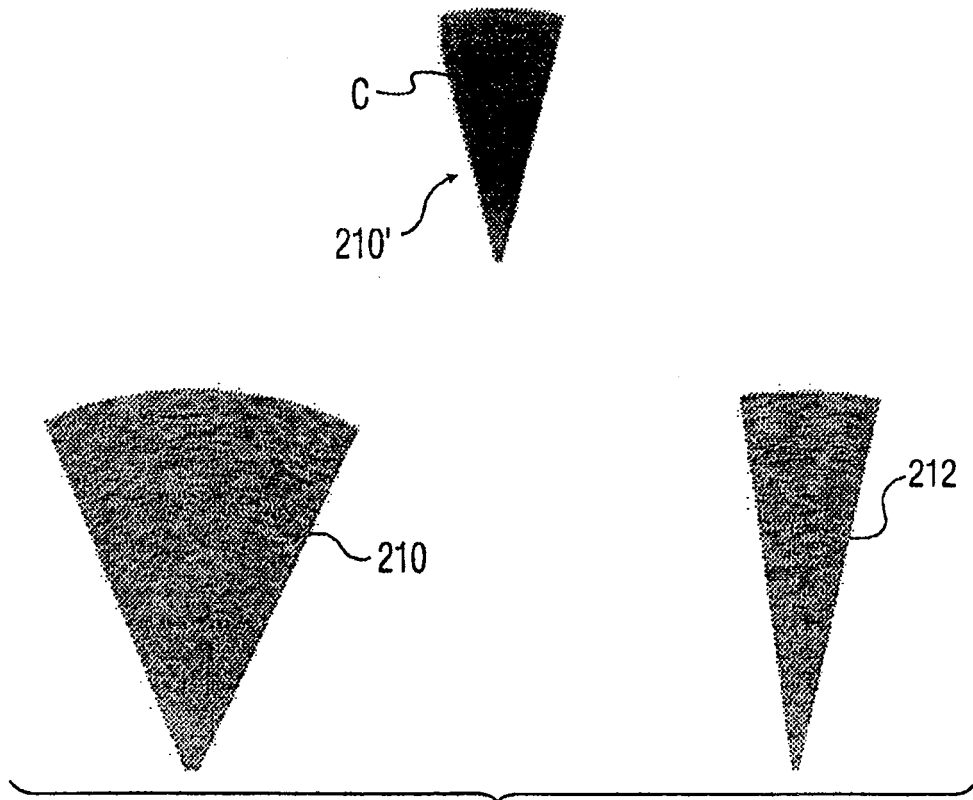


图 15

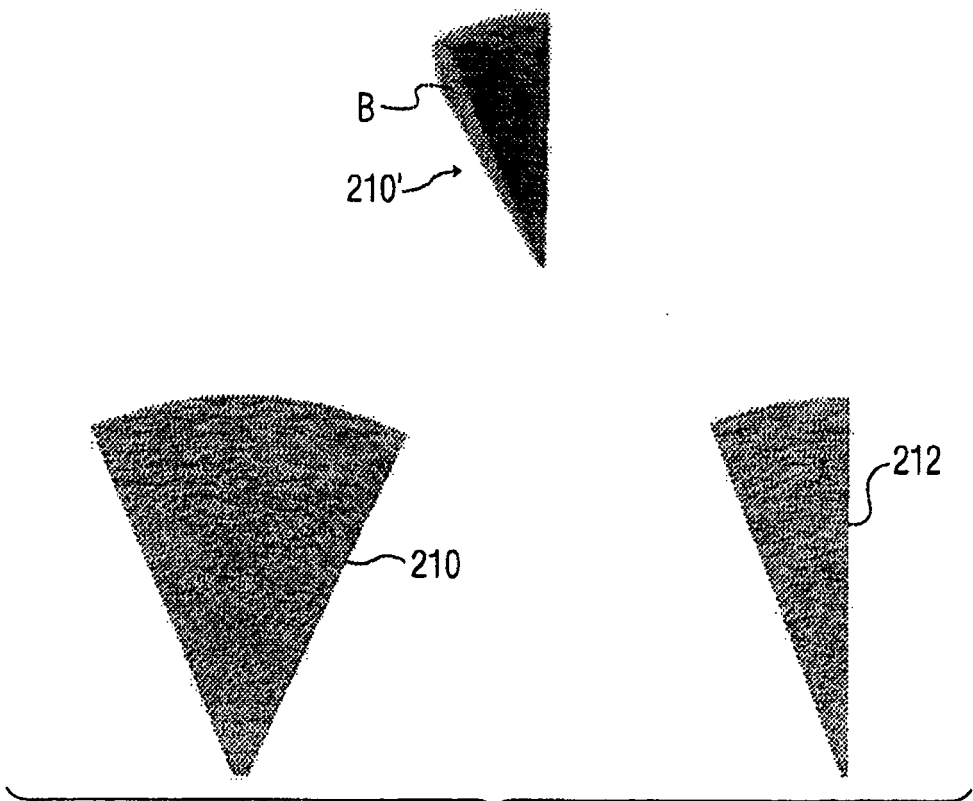


图 16

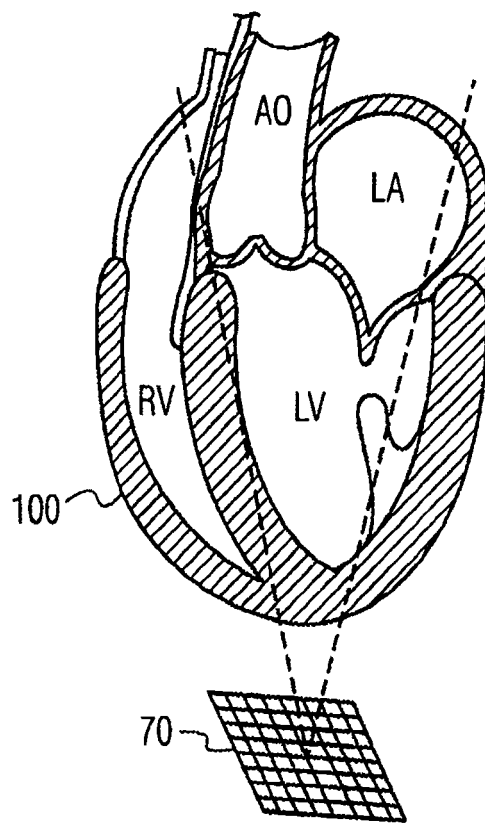


图 15a

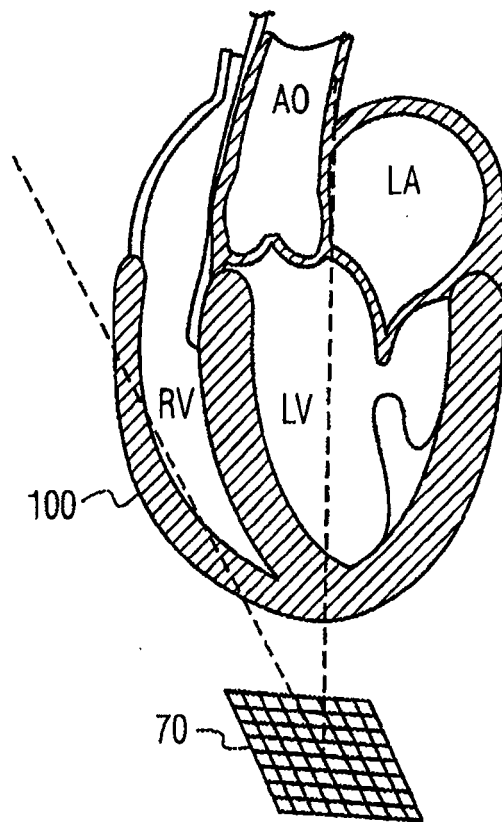


图 16a

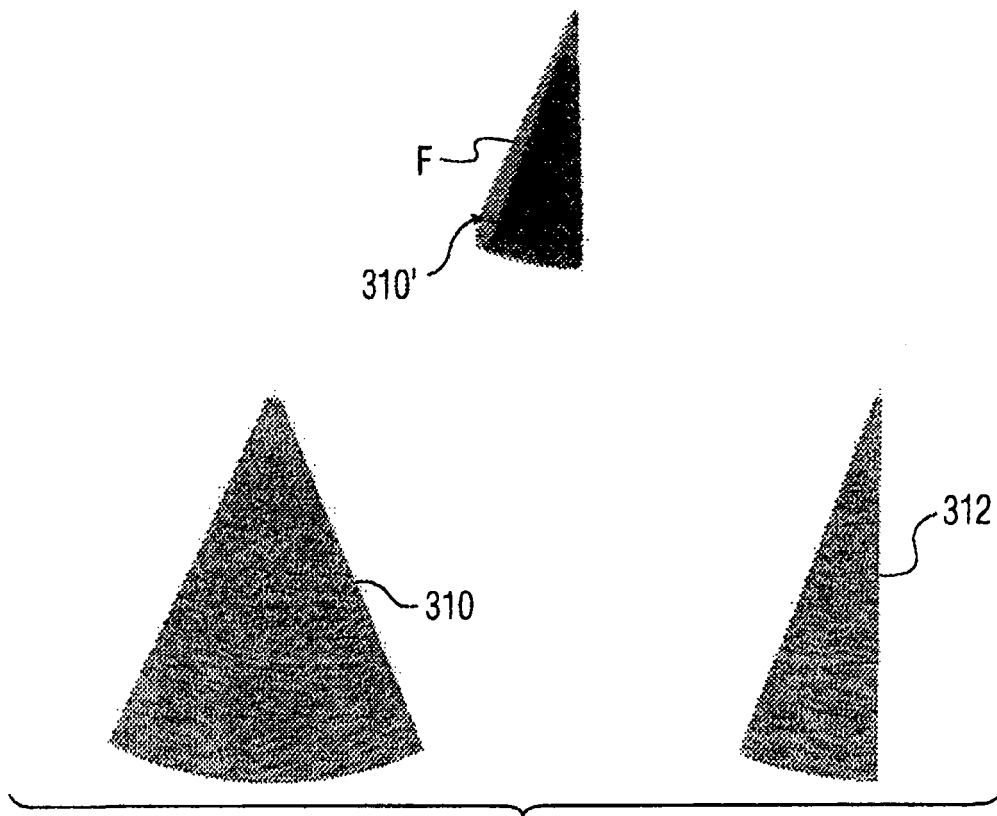


图 17

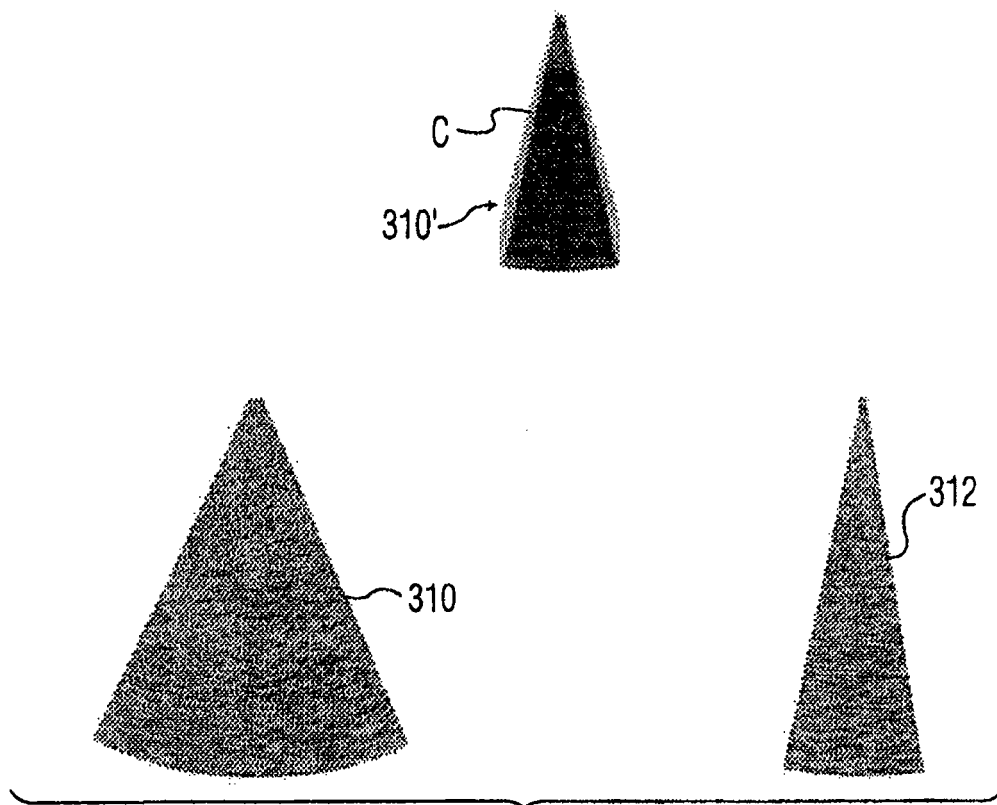


图 18

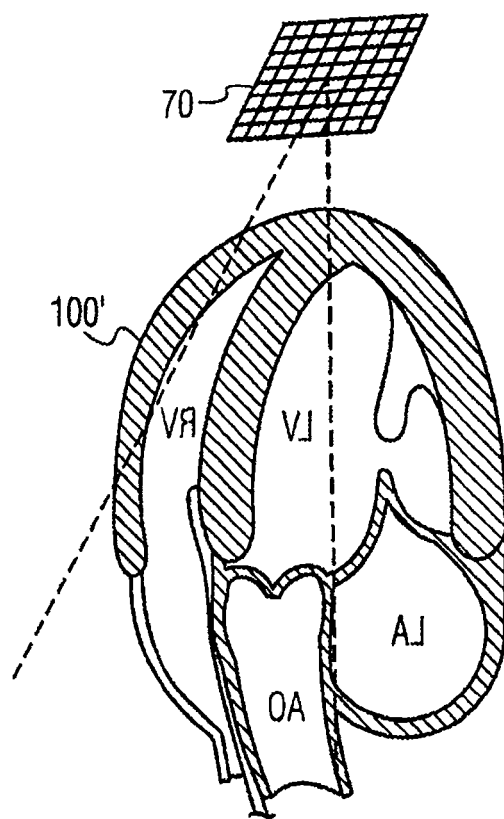


图 17a

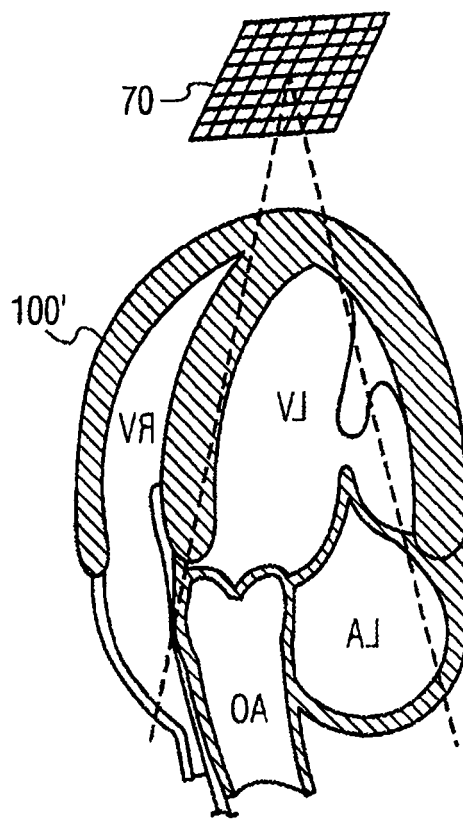


图 18a

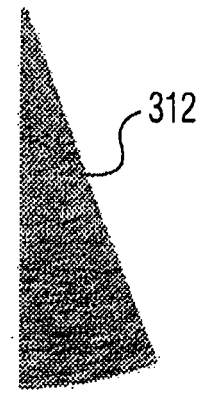
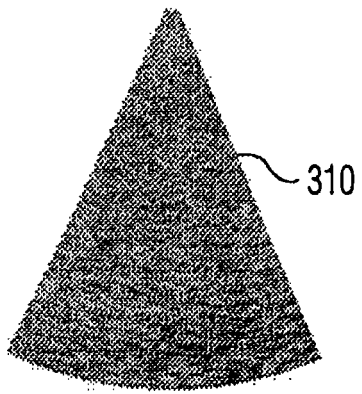
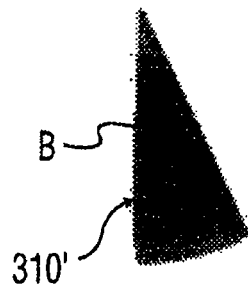


图 19

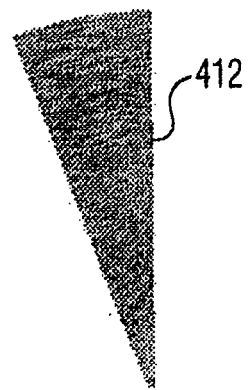
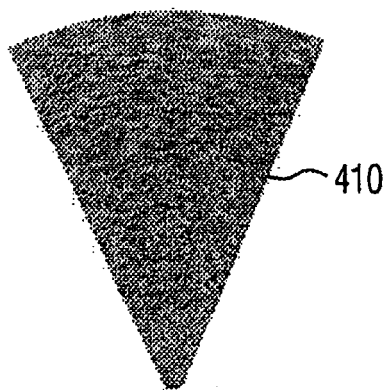
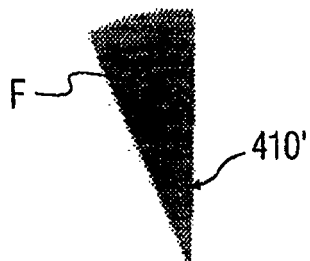


图 20

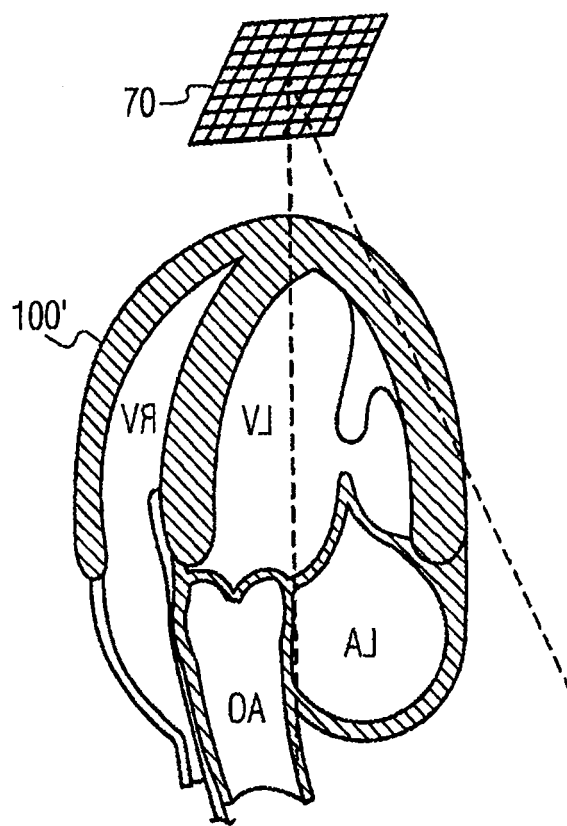


图 19a

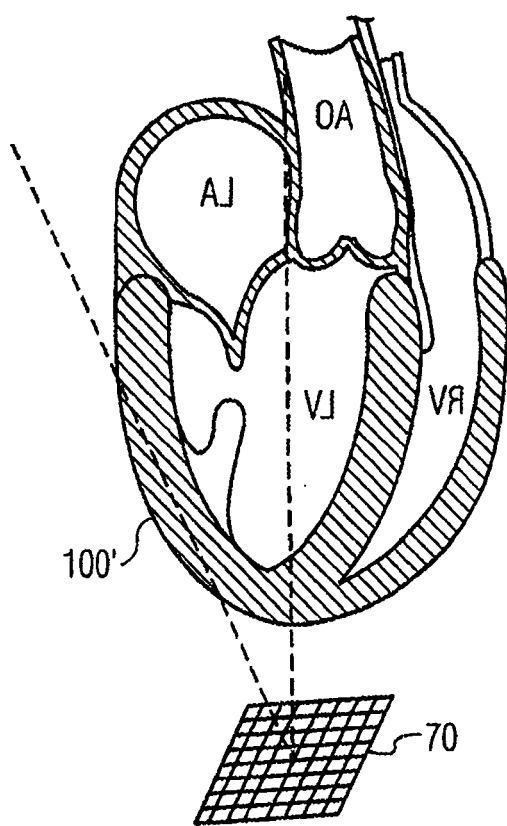


图 20a

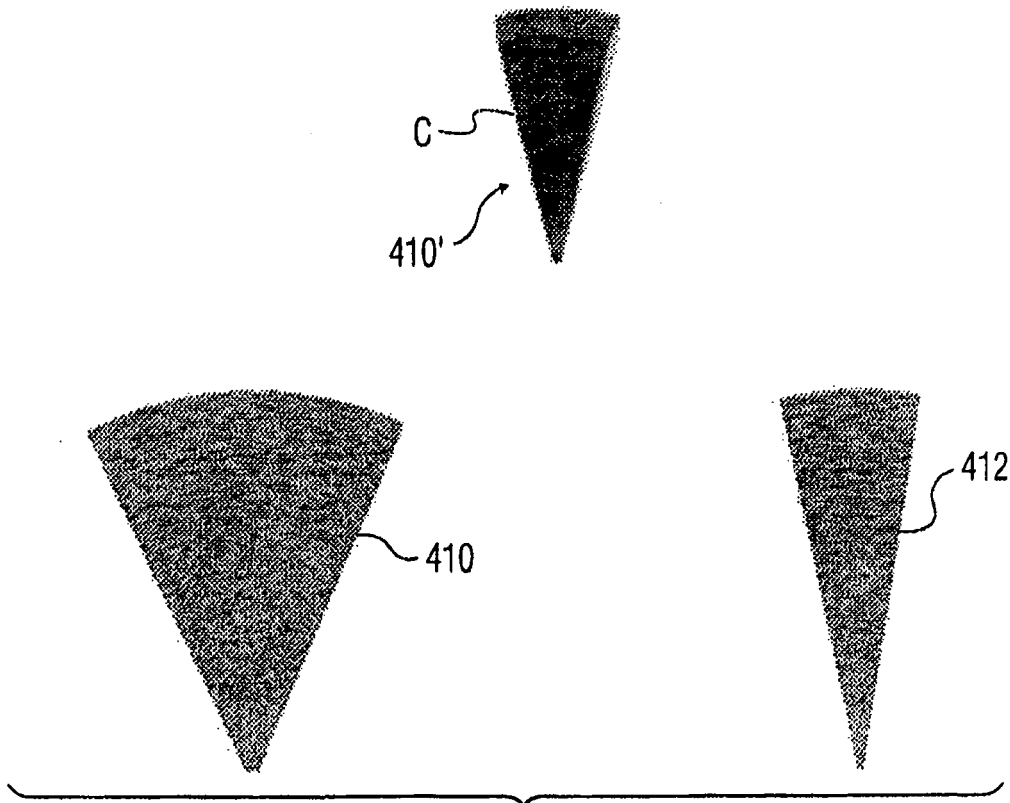


图 21

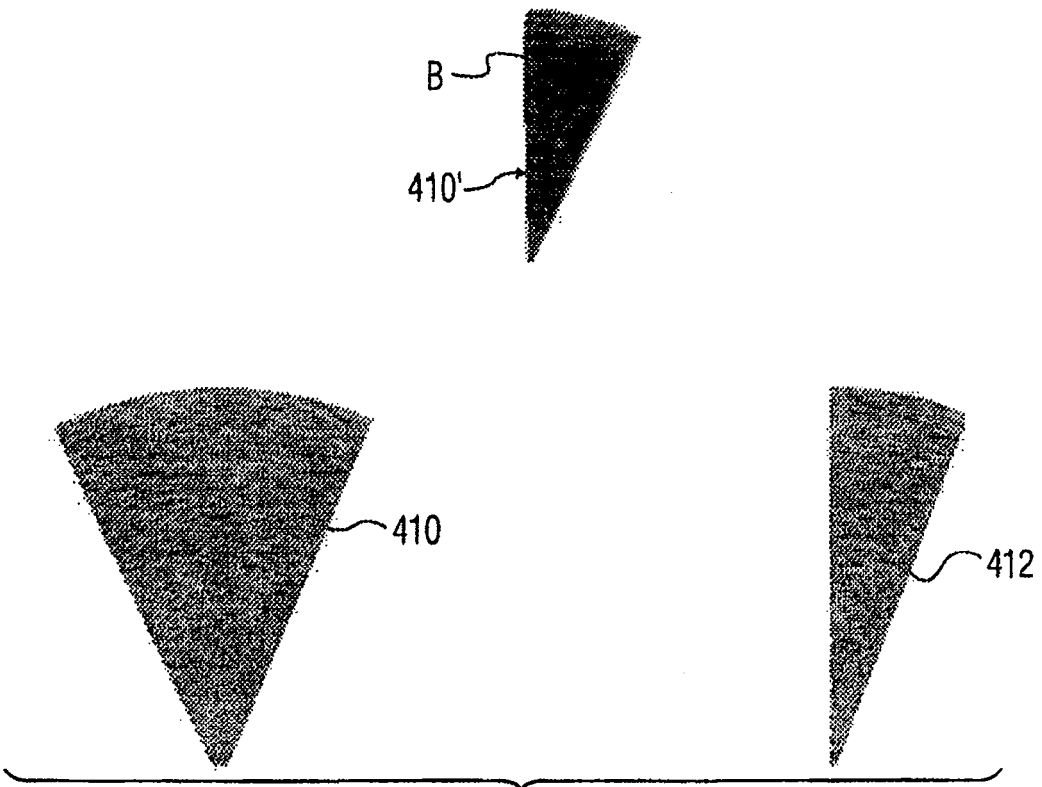


图 22

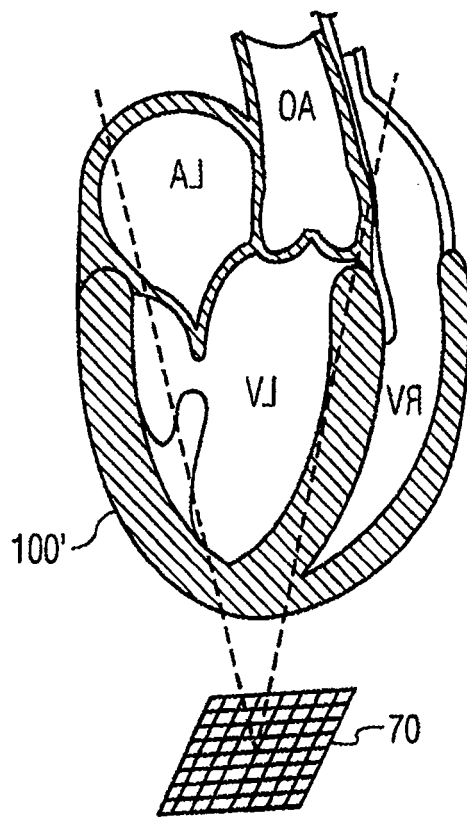


图 21a

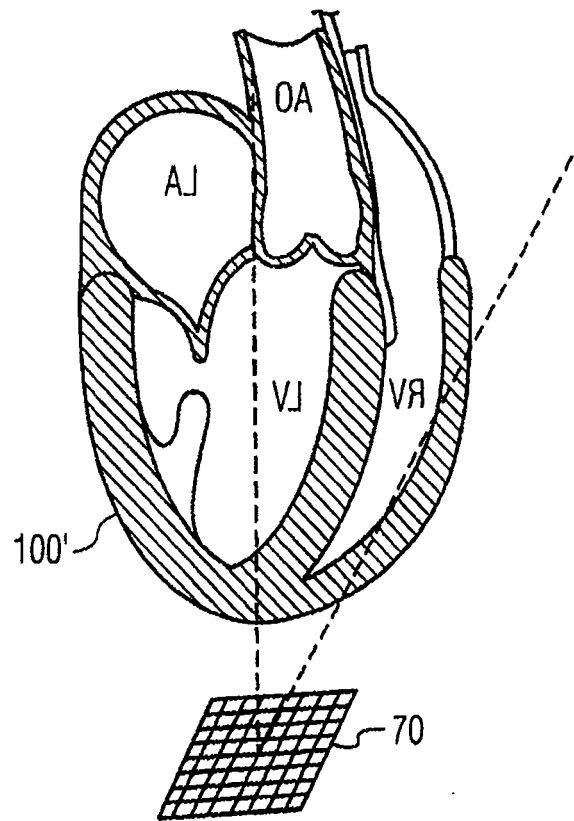


图 22a

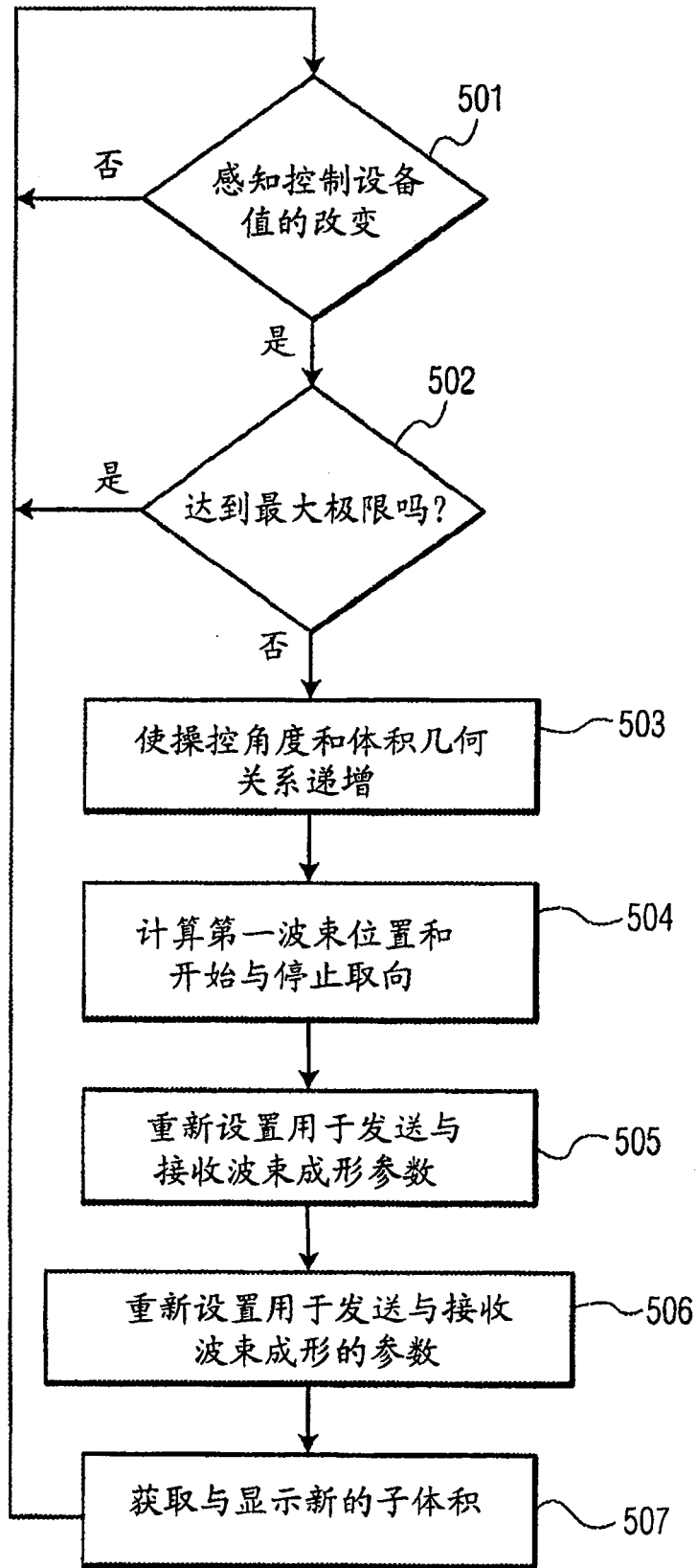


图 23

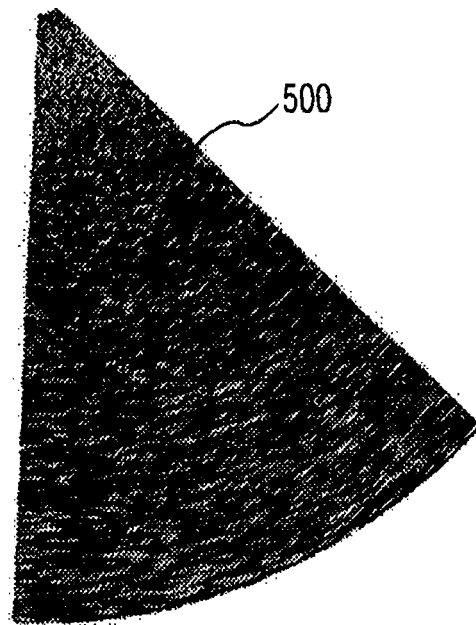


图 24

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 具有图像反向和颠倒的三维诊断超声成像系统 | | |
| 公开(公告)号 | CN100542491C | 公开(公告)日 | 2009-09-23 |
| 申请号 | CN200580034158.X | 申请日 | 2005-10-03 |
| [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 | J弗里萨 K蒂勒 D普拉特 刘令南 | | |
| 发明人 | J·弗里萨 K·蒂勒 D·普拉特 刘令南 | | |
| IPC分类号 | A61B8/14 G01S7/52 G01S15/89 | | |
| CPC分类号 | G01S7/52073 G01S15/8925 A61B8/14 G01S7/52068 A61B8/483 G01S7/52074 A61B8/4405 G01S15/8993 G01S15/8995 G01S7/52095 | | |
| 审查员(译) | 彭燕 | | |
| 优先权 | 60/617492 2004-10-08 US | | |
| 其他公开文献 | CN101035470A | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

三维超声成像系统获取来自体积区域的3D图像数据并对图像数据进行处理而以给定的取向产生体积区域的活动的3D图像。用户控制装置可以由用户切换以便按需要呈现具有不同取向的图像。3D图像中的组织和图像格式两者都可以颠倒，并且3D图像的左右外观可以通过组织的相应的前后反向而被反向。

