

# (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101035471 B

(45) 授权公告日 2012. 02. 08

(21) 申请号 200580034164. 5

(22) 申请日 2005. 10. 03

(30) 优先权数据

60/617, 489 2004. 10. 08 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2007. 04. 06

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2005/053248 2005. 10. 03

(87) PCT申请的公布数据

W02006/038179 EN 2006. 04. 13

(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 D·普拉特 刘令南

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 程天正 陈景峻

(51) Int. Cl.

A61B 8/14(2006. 01)

G01S 7/52(2006. 01)

G01S 15/89(2006. 01)

(56) 对比文件

WO 2004/029655 A1, 2004. 04. 08, 全文.

US 6582367 B1, 2003. 06. 24, 全文.

US 6245017 B1, 2001. 06. 12, 说明书第 6 栏  
26 行 - 第 14 栏 49 行.

审查员 彭燕

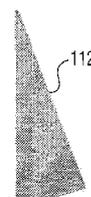
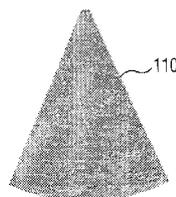
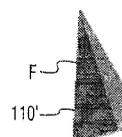
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 30 页

(54) 发明名称

三维诊断超声图像显示

(57) 摘要

三维超声成像系统获取来自体积区域的 3D 图像数据和处理图像数据以产生体积区域的活动 3D 图像、体积区域的表面或中心截面的 2D 图像、和与第一 2D 图像的面正交的截面的 2D 图像。两个 2D 图像使得用户能够快速确定在活动 3D 图像上以 3D 表示的组织位置的方向。



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一个体积区域;  
被耦合到矩阵阵列换能器的图像处理器,用来产生体积区域的多个子体积区域的 2D 和 3D 图像;以及  
被耦合到图像处理器的显示器,用来显示选择的一个子体积区域的活动 3D 图像、所选子体积区域的第一面的 2D 图像、和所选子体积区域的第二面的 2D 图像,该第二面是与第一面正交的并呈现一个从其他子体积区域识别该所选子体积区域的剖面;  
被耦合到图像处理器的用户控制装置,它响应用户的操纵而改变子体积区域的活动 3D 图像的观看的透视图;  
其中子体积区域的第一面的 2D 图像的平面以垂直于阵列换能器的平面而取向。
2. 权利要求 1 的超声诊断成像系统,其中子体积区域的第一面是子体积区域的表面的 2D 图像,以及子体积区域的第二面是子体积区域的中心截面的 2D 图像。
3. 权利要求 1 的超声诊断成像系统,其中子体积区域的第一面是子体积区域的第一中心截面的 2D 图像,以及子体积区域的第二面是子体积区域的第二中心截面的 2D 图像。
4. 权利要求 1 的超声诊断成像系统,其中子体积区域的第一面是子体积区域的表面的活动 2D 图像以及子体积区域的第二面是子体积区域的中心截面的活动 2D 图像。
5. 权利要求 1 的超声诊断成像系统,其中子体积区域的第一面是子体积区域的第一中心截面的活动 2D 图像以及子体积区域的第二面是子体积区域的第二中心截面的活动 2D 图像。
6. 权利要求 1 的超声诊断成像系统,其中子体积区域的第二面的 2D 图像的平面垂直于阵列换能器的平面而取向。
7. 权利要求 1 的超声诊断成像系统,其中子体积区域的第一面的 2D 图像是在阵列换能器的水平面上,而其中子体积区域的第二面的 2D 图像是在阵列换能器的垂直面上。
8. 一种用于扫描和显示身体的体积区域的方法,包括:  
用来自矩阵阵列换能器的以电子方式可操控的波束扫描体积区域的选定子体积区域;  
响应所述波束而通过体积呈现子体积区域的活动 3D 图像对接收的信号进行图像处理;  
响应所述波束而通过扫描变换子体积区域的两个平面的第一和第二 2D 图像对接收的信号进行图像处理;以及  
同时显示子体积区域的活动 3D 图像和两个 2D 图像,  
响应用户的操纵而改变子体积区域的活动 3D 图像的观看的透视图;  
其中 2D 图像之一呈现识别体积区域的该选定子体积区域的剖面;  
其中子体积区域的第一面的 2D 图像的平面以垂直于阵列换能器的平面而取向。
9. 权利要求 8 的方法,其中响应所述波束而通过扫描变换对接收的信号进行图像处理,还包括对子体积区域的两个正交面的第一和第二 2D 图像进行扫描变换。
10. 权利要求 9 的方法,其中响应所述波束而通过扫描变换对接收的信号进行图像处理还包括对与阵列换能器的平面正交的子体积区域的两个正交面的第一和第二 2D 图像进行扫描变换。

11. 权利要求 8 的方法,其中响应所述波束而通过扫描变换对接收的信号进行图像处理还包括子体积区域的表面的第一 2D 图像进行扫描变换和对子体积区域的截面的第二 2D 图像进行扫描变换。

12. 权利要求 11 的方法,其中子体积区域的截面正交于第一 2D 图像的面。

13. 权利要求 8 的方法,其中响应波束而通过扫描变换对接收的信号进行图像处理,还包括对变换子体积区域的第一截面的第一 2D 图像进行扫描变换和对子体积区域的第二截面的第二 2D 图像进行扫描变换。

14. 权利要求 13 的方法,其中子体积区域的第一和第二截面为中心截面。

15. 权利要求 14 的方法,其中第一和第二截面是互相正交的。

### 三维诊断超声图像显示

[0001] 本发明涉及超声诊断成像,特别涉及对象的体积区域的三维图像的显示。

[0002] 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。

[0003] 如前所述,这个进退两难的境地在为诸如跳动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。

[0004] 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。

[0005] 在图上:

[0006] 图 1 显示按照本发明的原理构建的超声诊断成像系统。

[0007] 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。

[0008] 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。

[0009] 图 4 显示可以由二维矩阵换能器进行扫描的体积区域。

[0010] 图 5 以顶端视图显示包括心脏的体积区域。

- [0011] 图 6 显示把图 4 和 5 的体积区域划分成三个子体积。
- [0012] 图 7 显示图 6 的子体积的立面图。
- [0013] 图 8a-8c 是图 6 的三个子体积的超声图像。
- [0014] 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。
- [0015] 图 10 显示在获取图 8a-8c 的三个子体积使用的多线接收。
- [0016] 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
- [0017] 图 11a-22a 显示可以通过图 11-22 的图像取向得到的心脏图。
- [0018] 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。
- [0019] 图 24 显示通过连续操控而重新定位的子体积。
- [0020] 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 的三个连接头 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。
- [0021] 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 的扇区扫描信号变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话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。

[0022] 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。

[0023] 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。

[0024] 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。

[0025] 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  $60^\circ$  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  $30^\circ$  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  $90^\circ$ ,可以利用每个  $30^\circ$  的三个相邻的子体积。替换地,对于  $60^\circ$  的最大体积区域,三个  $20^\circ$  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。

[0026] 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。

[0027] 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。

[0028] 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  $\theta - \phi$  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  $-45^\circ$  到  $0^\circ$  (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  $-45^\circ$  到  $0^\circ$  (在中心) 到  $+45^\circ$  被逐步操控。在图 9a 上,从  $0^\circ$  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  $-30^\circ$  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  $-15^\circ$  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  $-30^\circ$  到  $0^\circ$ , 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  $-30^\circ$  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。

[0029] 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。

[0030] 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。

[0031] 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。在所构建的实施例中,这些按钮之一具有在其上的三个三角形 (“3 $\Delta$ ”),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。

[0032] 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。

[0033] 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。

[0034] 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。

[0035] 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。

[0036] 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。

[0037] 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 也相应的地颠倒,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。

[0038] 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。

[0039] 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。

[0040] 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。

[0041] 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。当触摸屏幕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。

[0042] 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。

[0043] 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幕 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为体积操控,而在触摸屏幕旋钮上方的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。

[0044] 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。

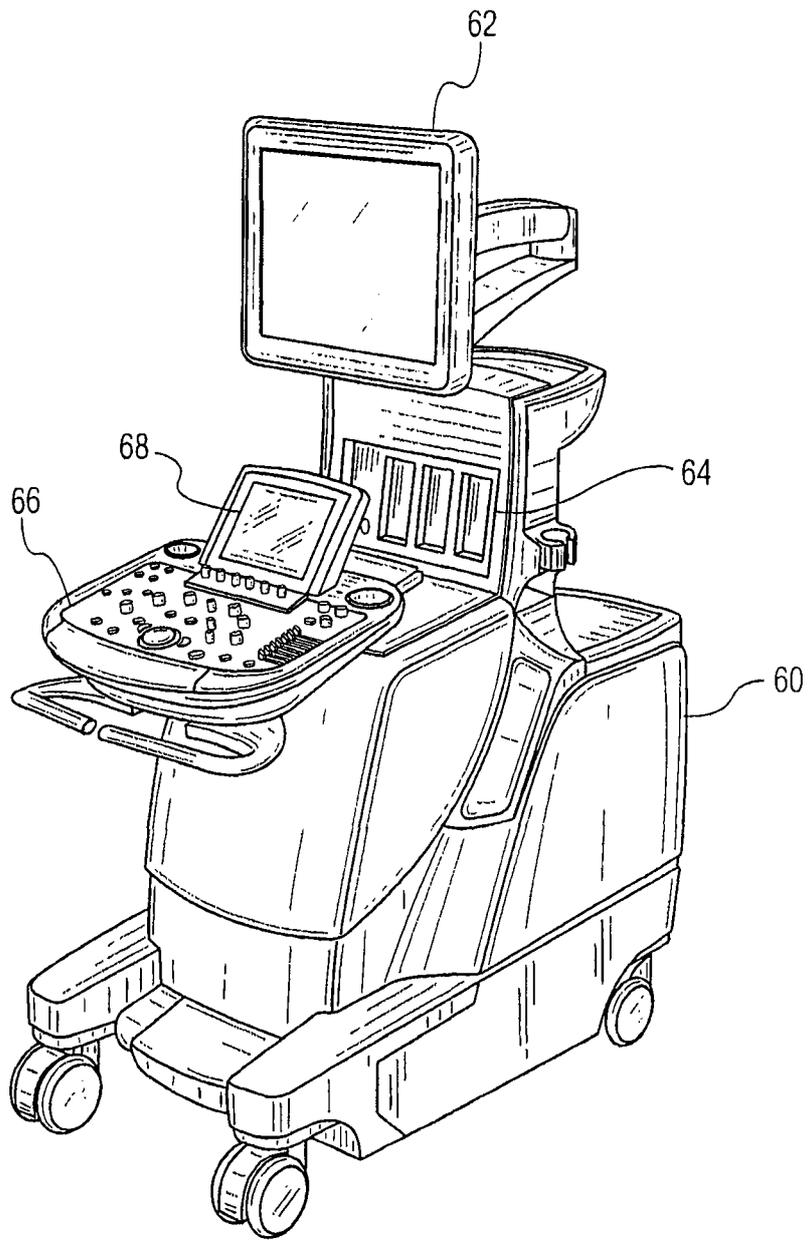


图 1



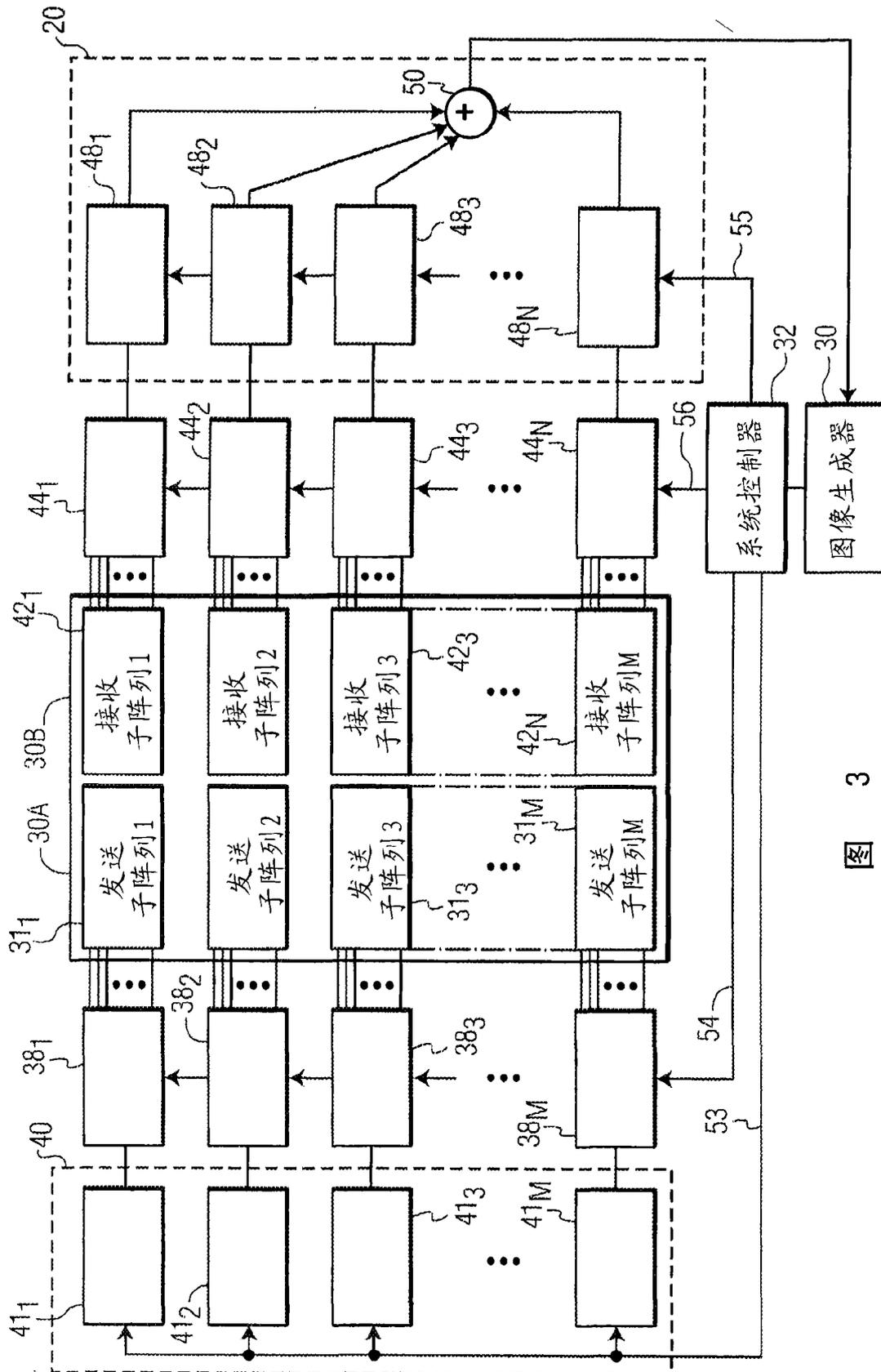


图 3

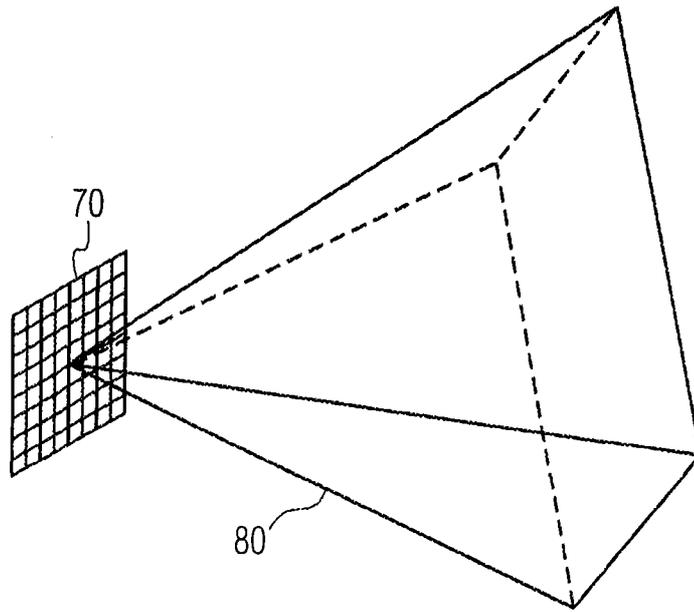


图 4

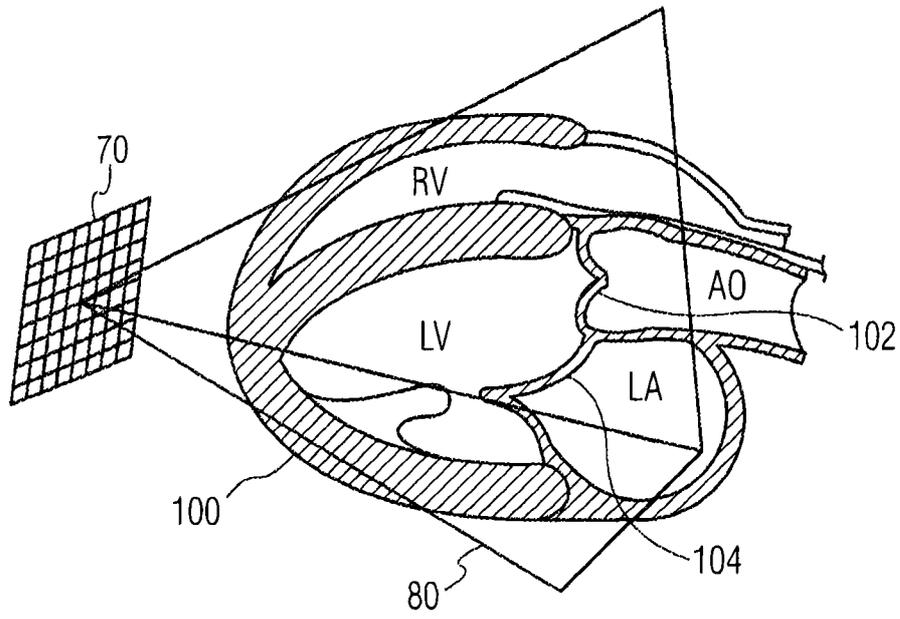


图 5

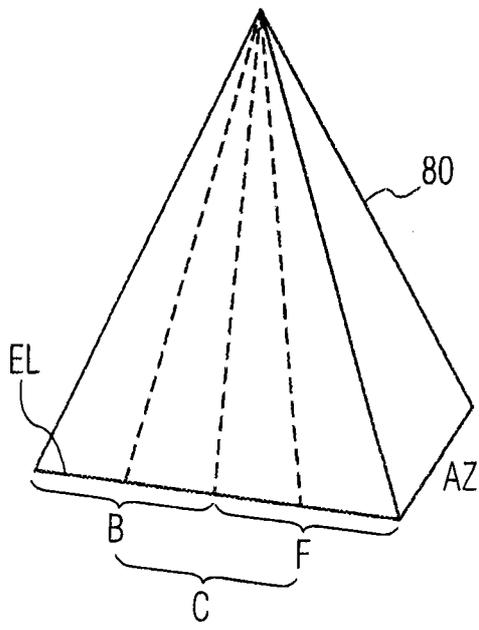


图 6

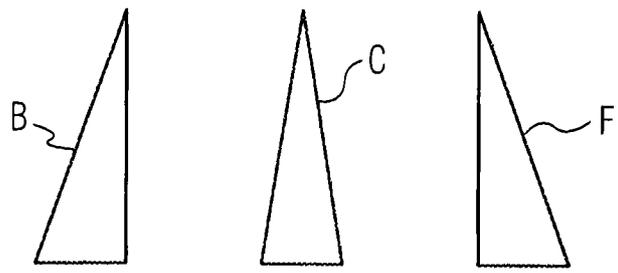


图 7

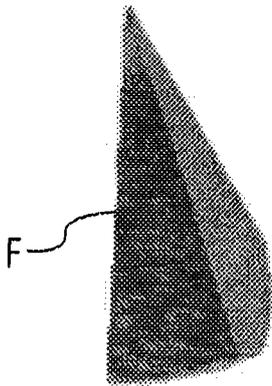


图 8a

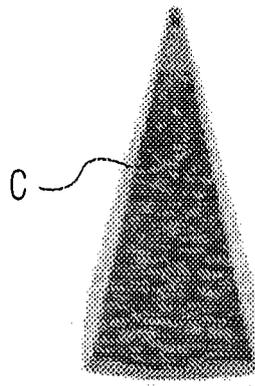


图 8b

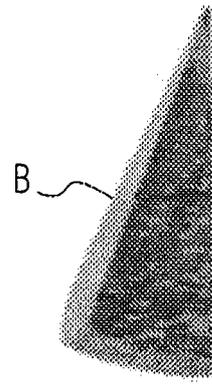


图 8c

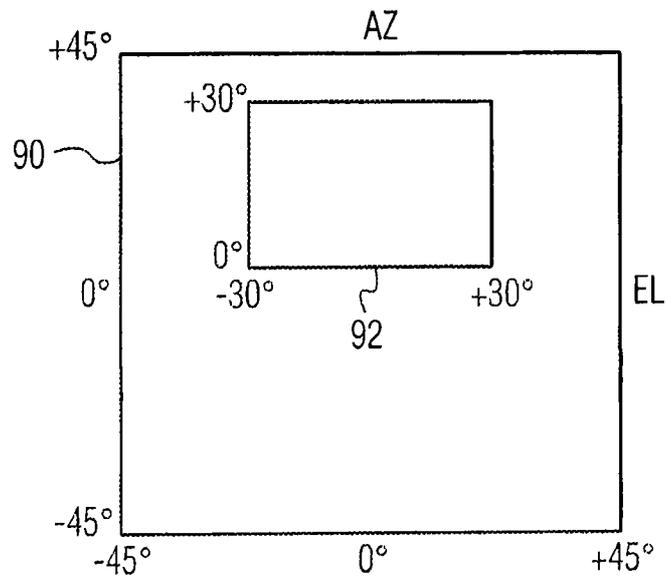


图 9a

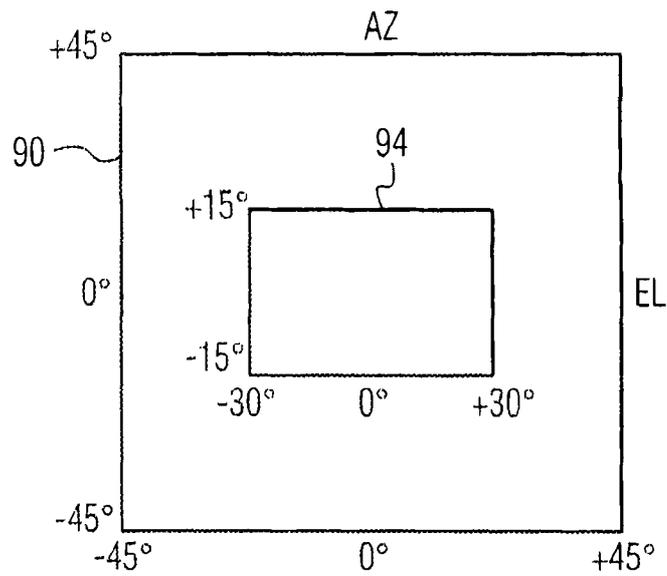


图 9b

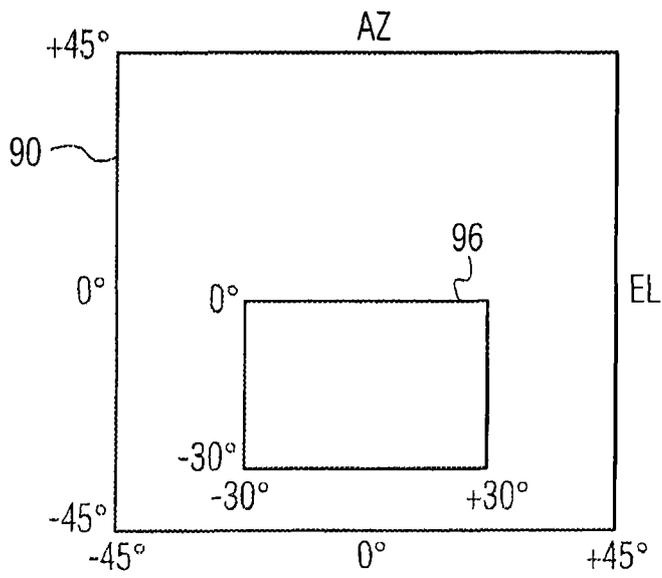


图 9c

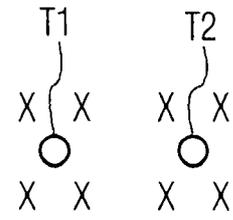


图 10

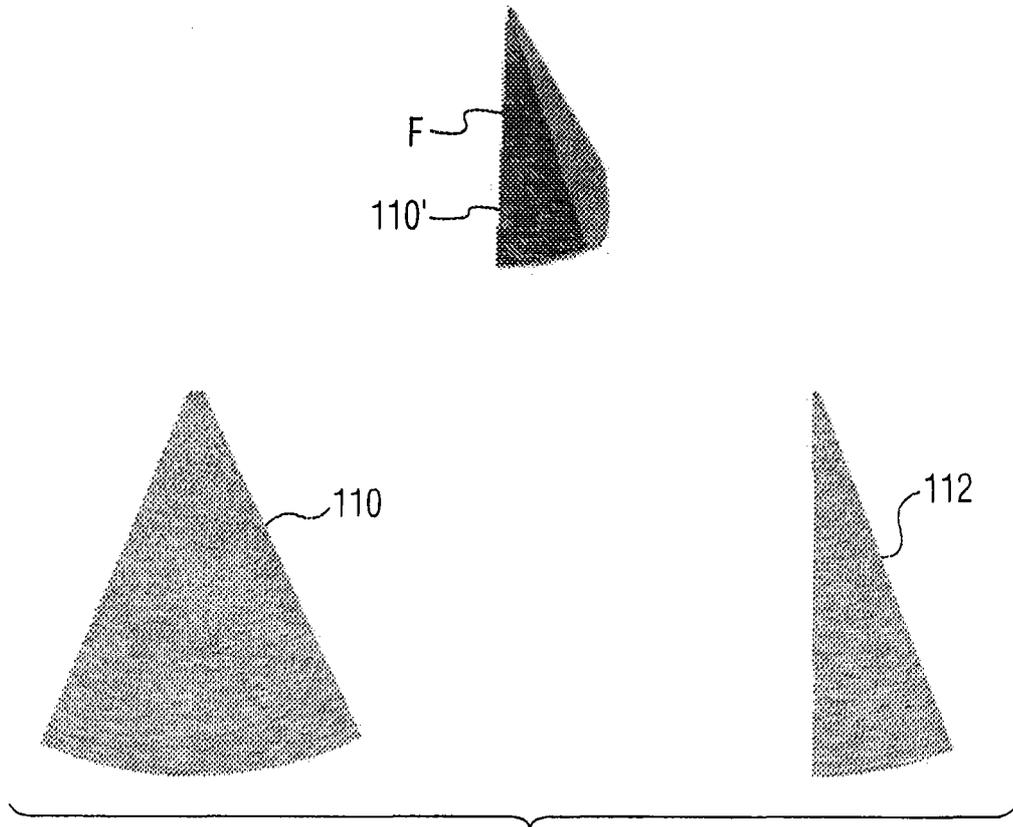


图 11

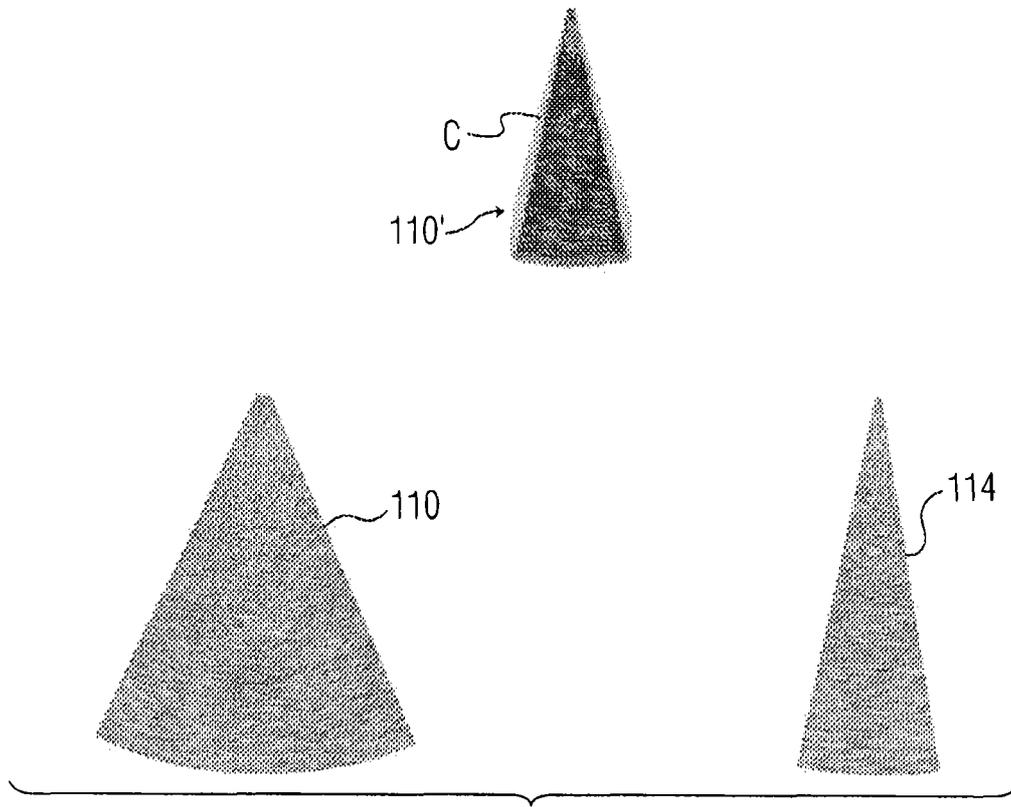


图 12

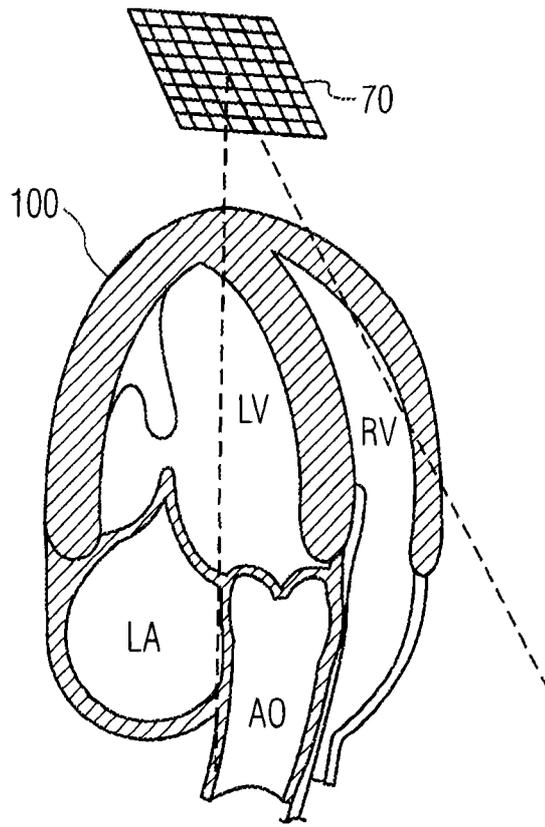


图 11a

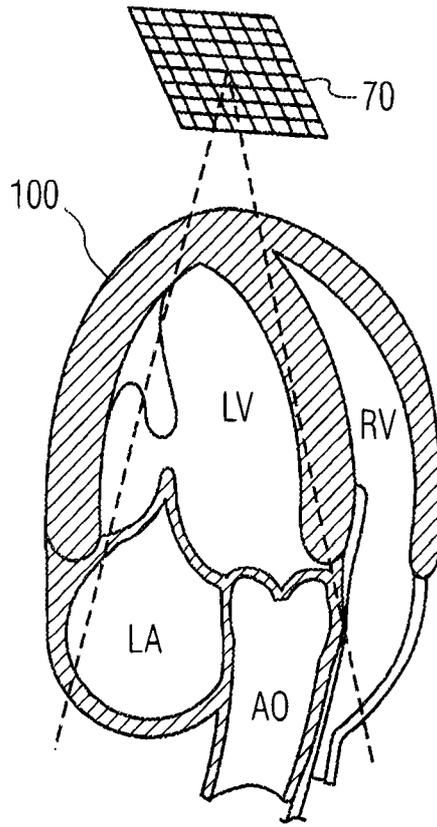


图 12a

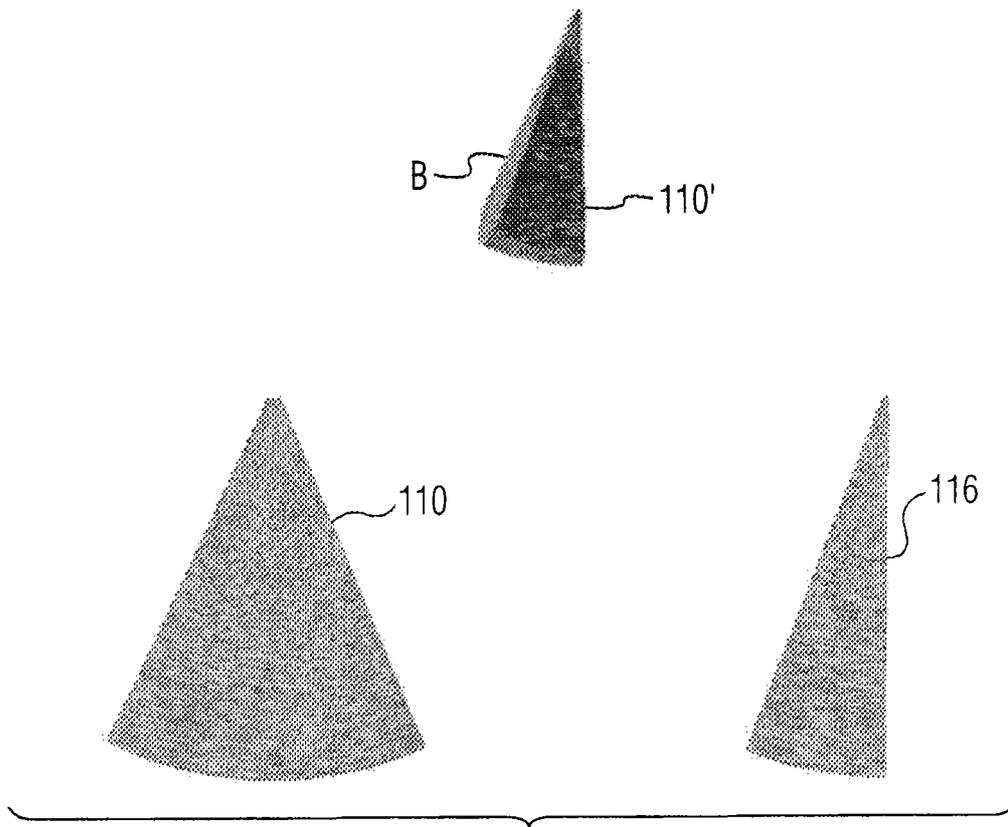


图 13

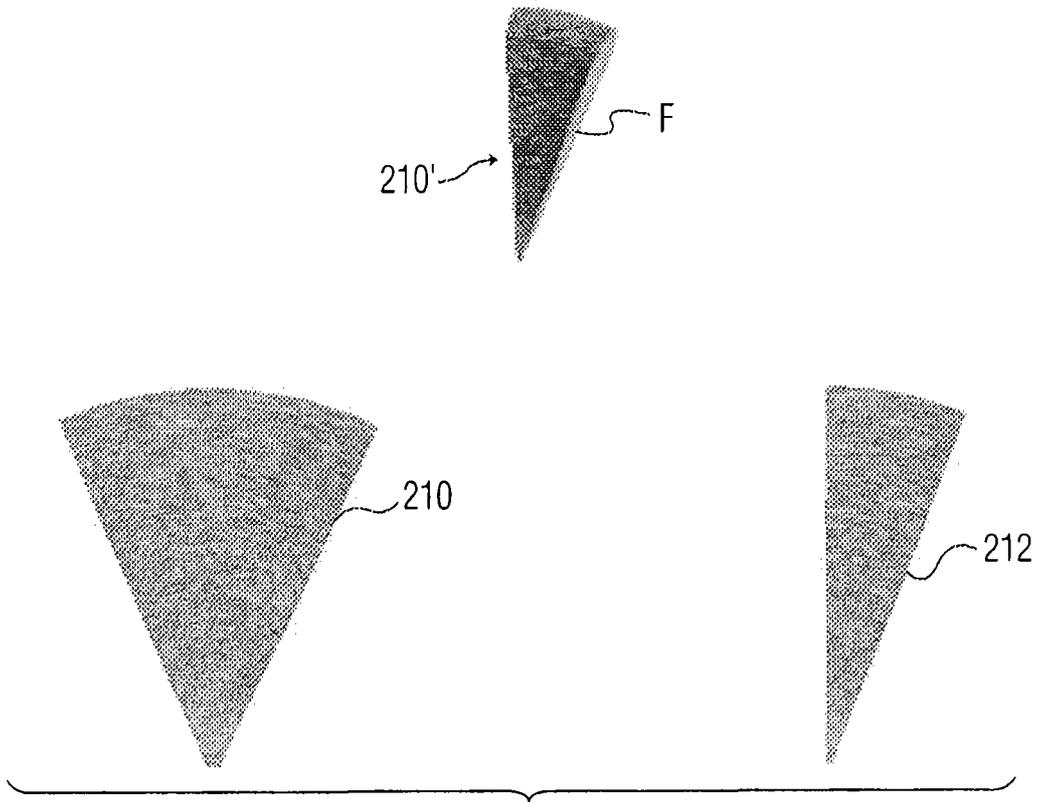


图 14

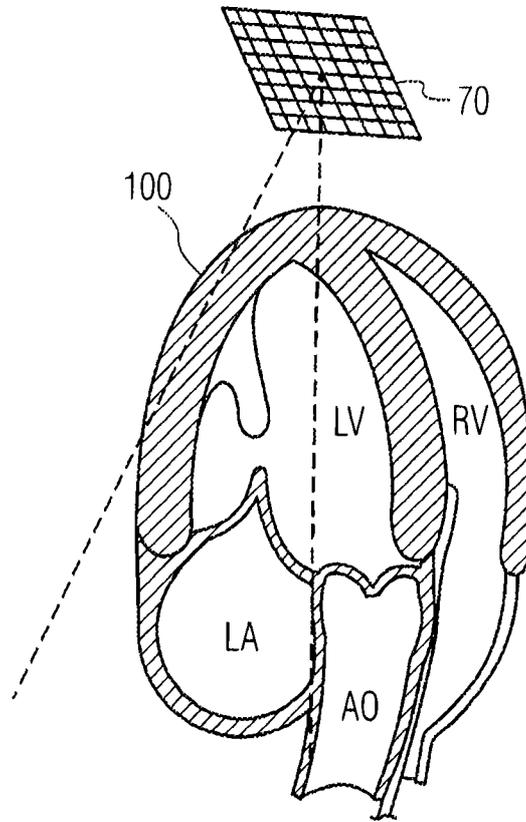


图 13a

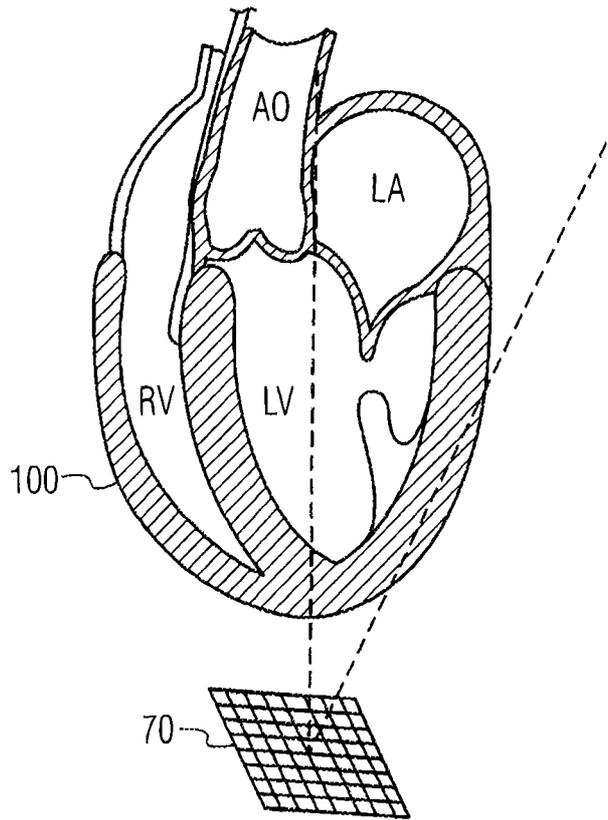


图 14a

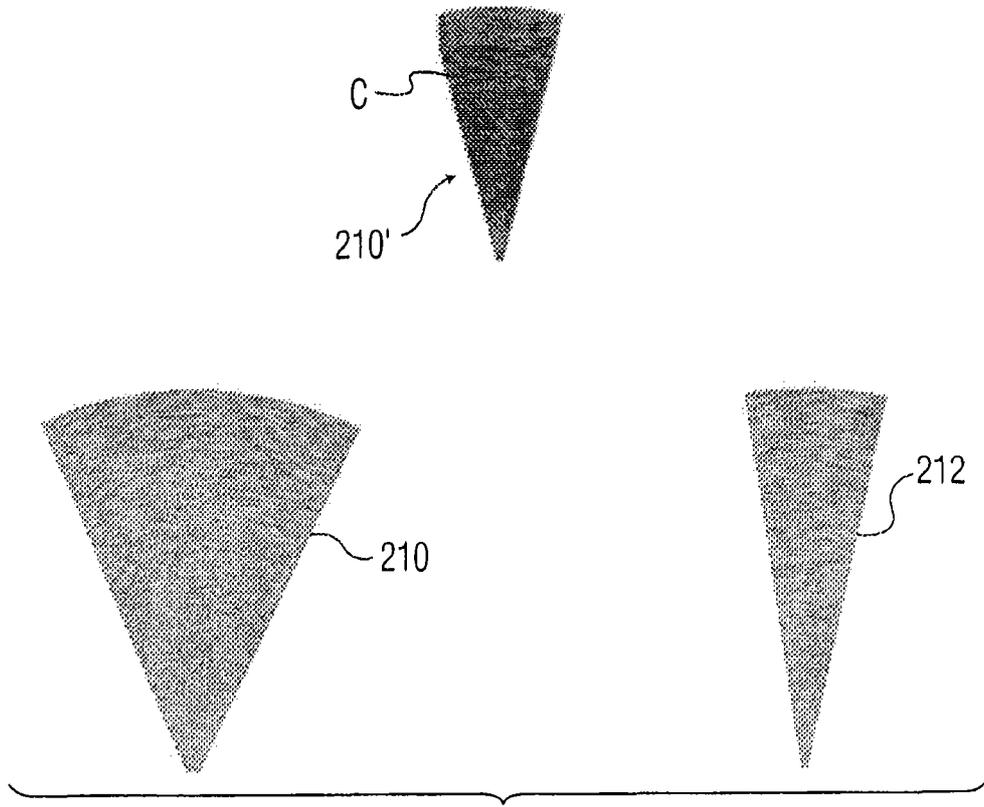


图 15

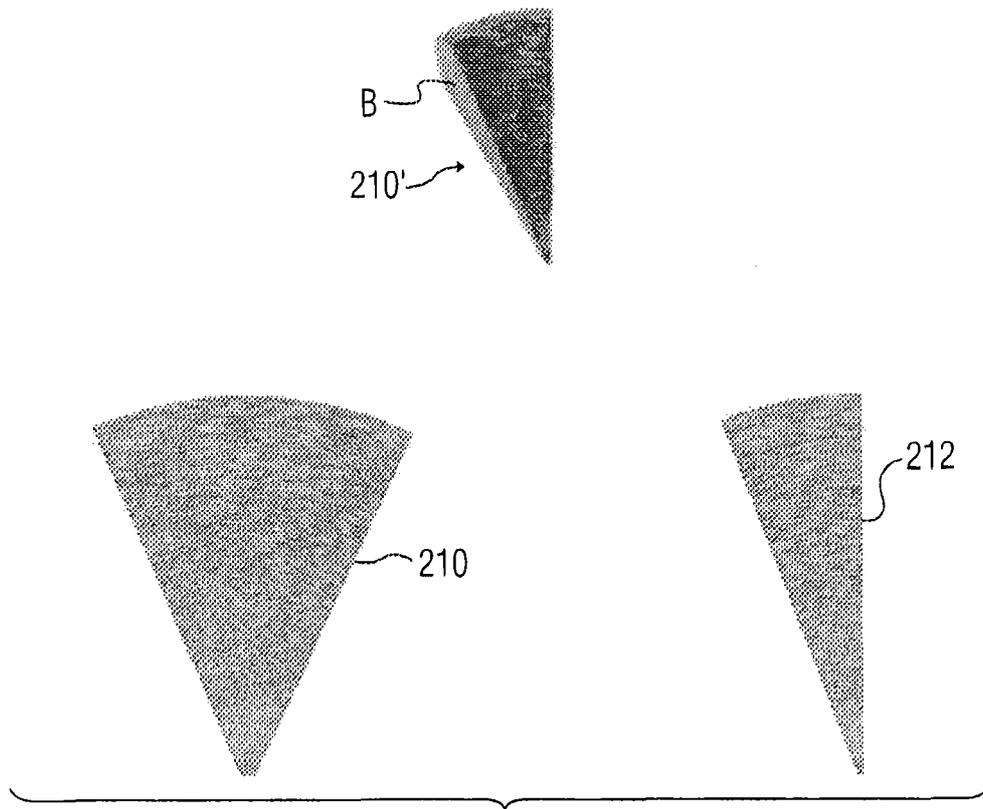


图 16

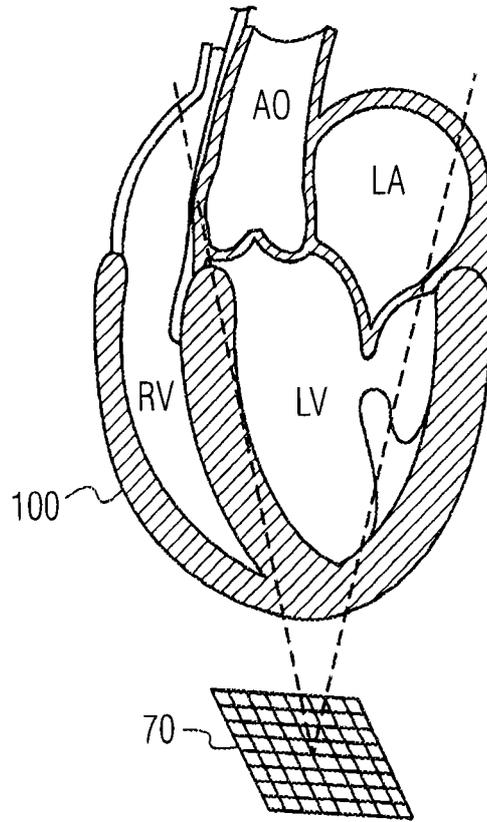


图 15a

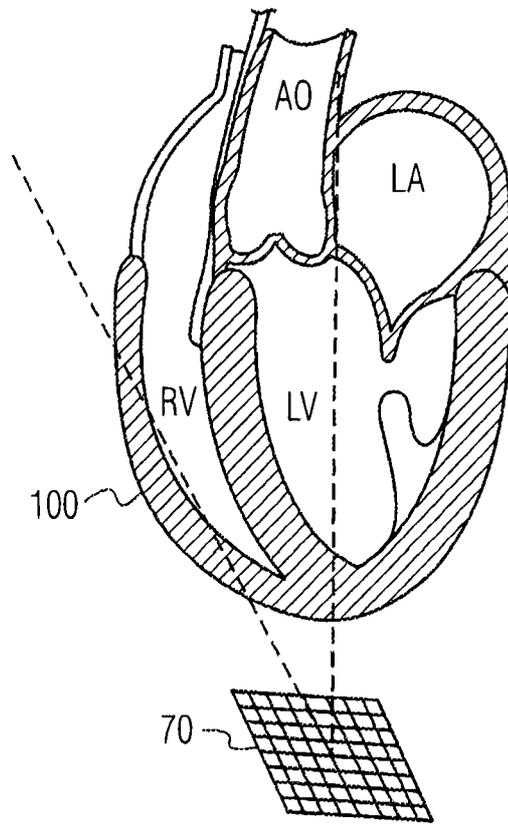


图 16a

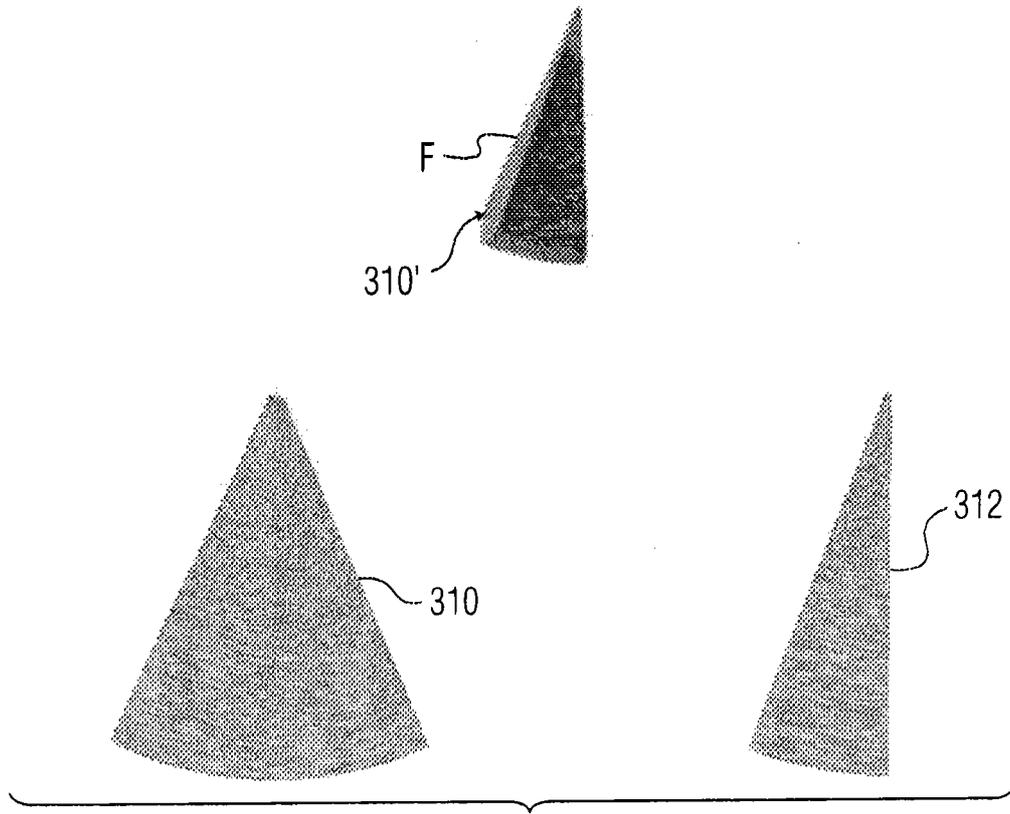


图 17

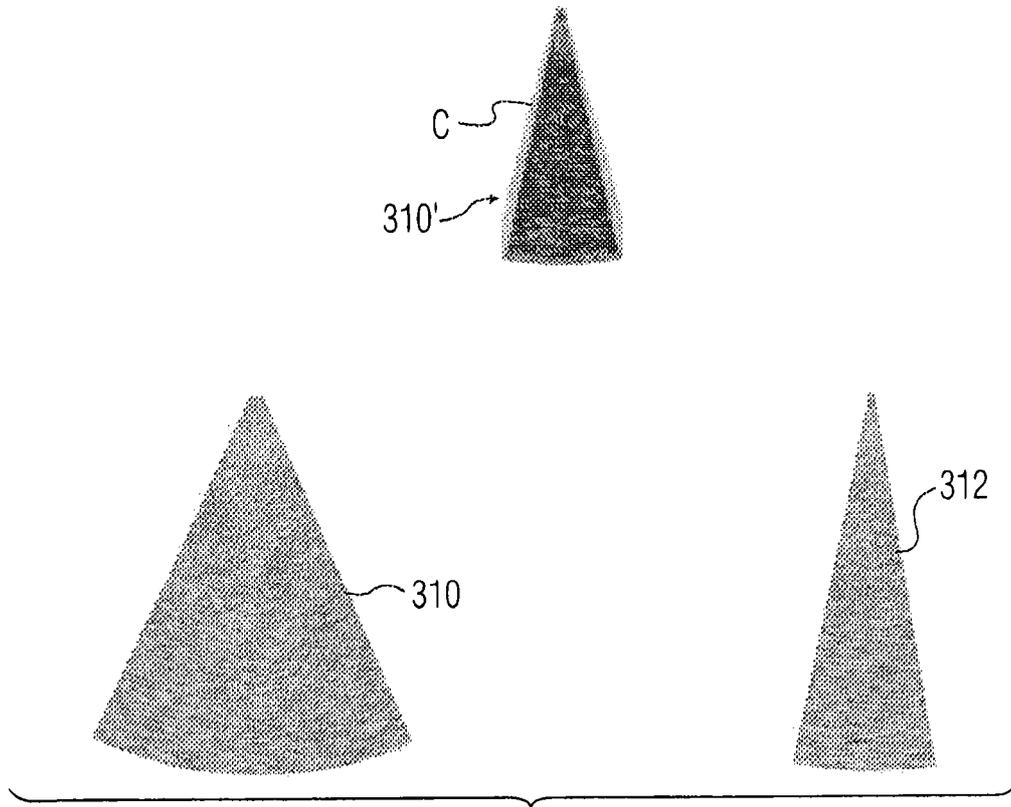


图 18

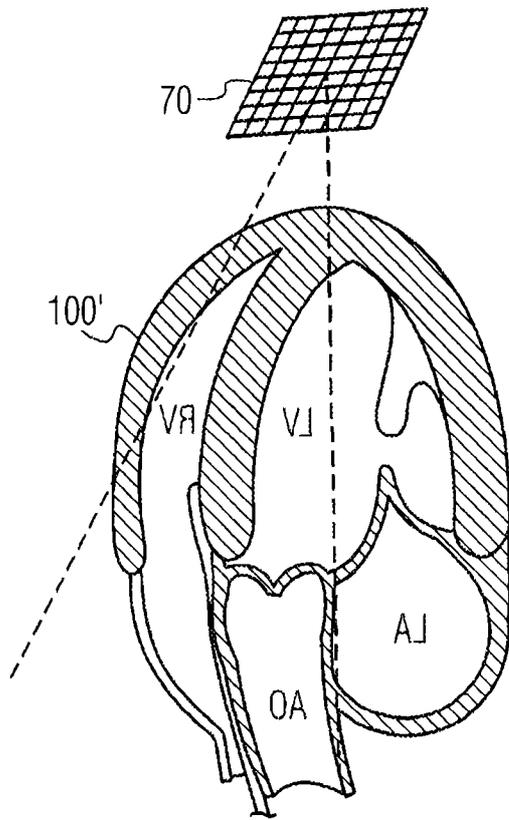


图 17a

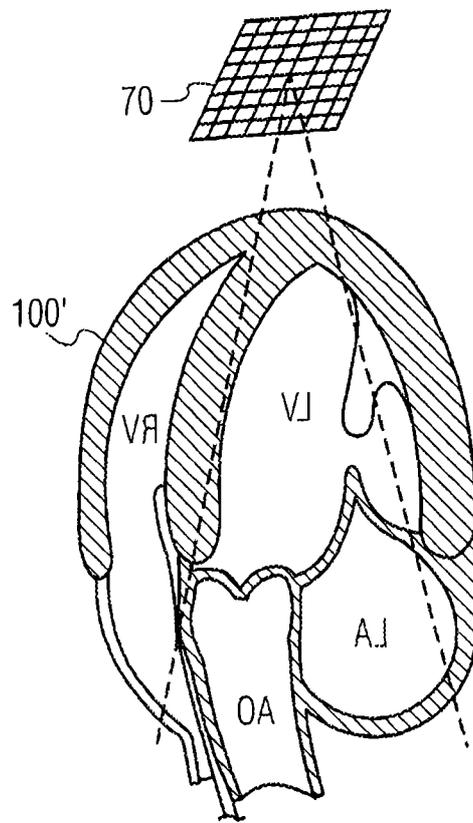


图 18a

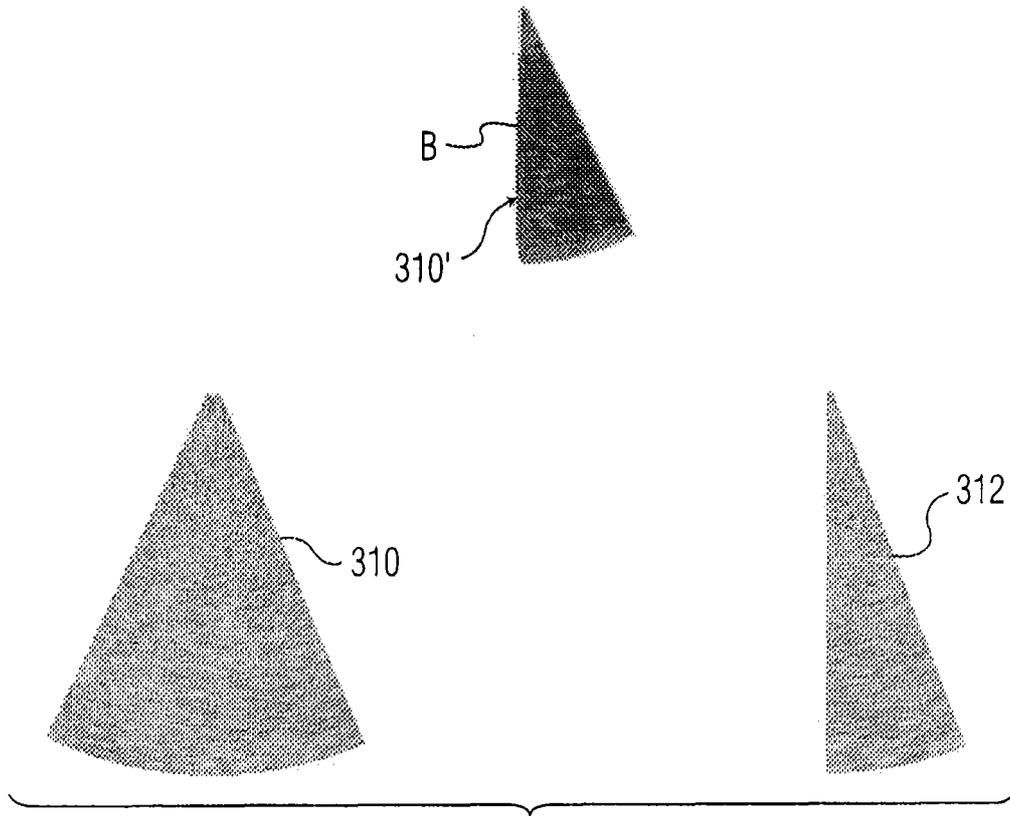


图 19

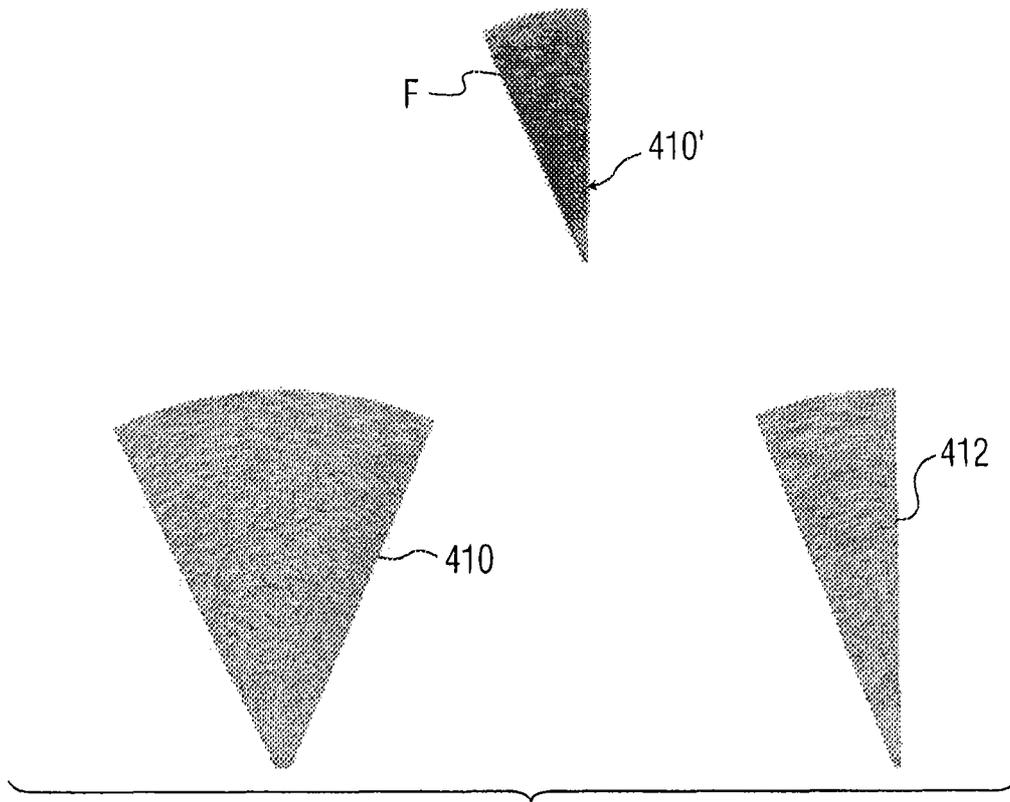


图 20

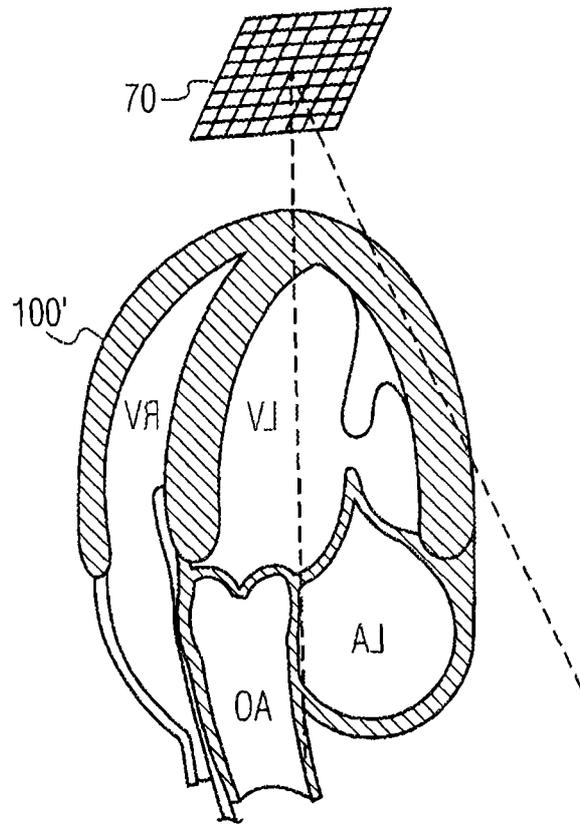


图 19a

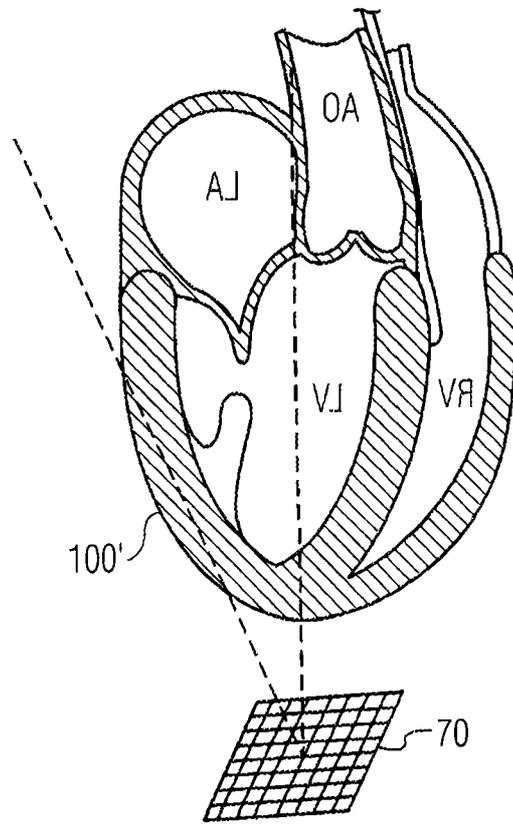


图 20a

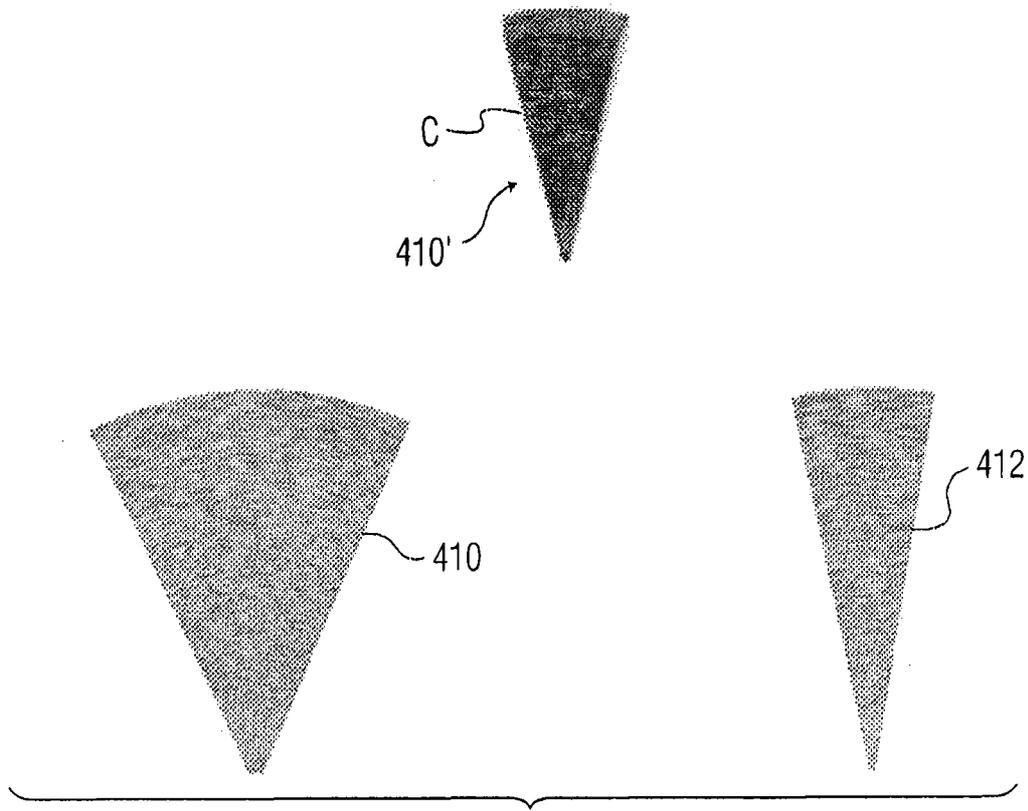


图 21

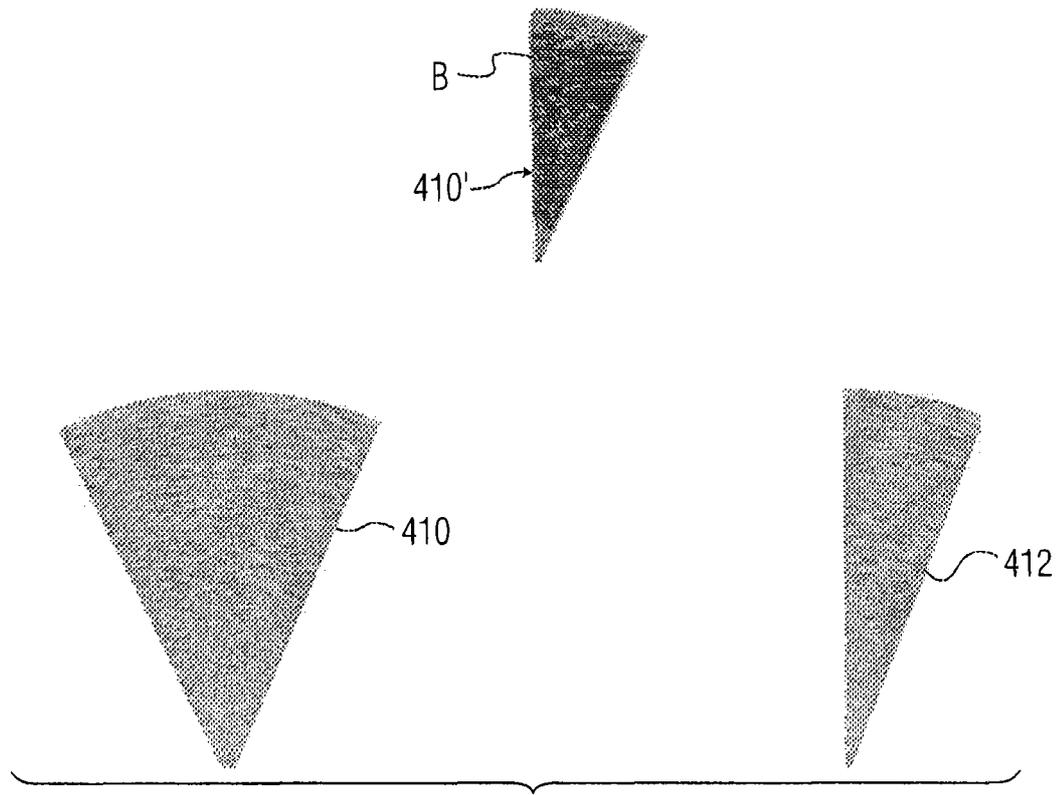


图 22

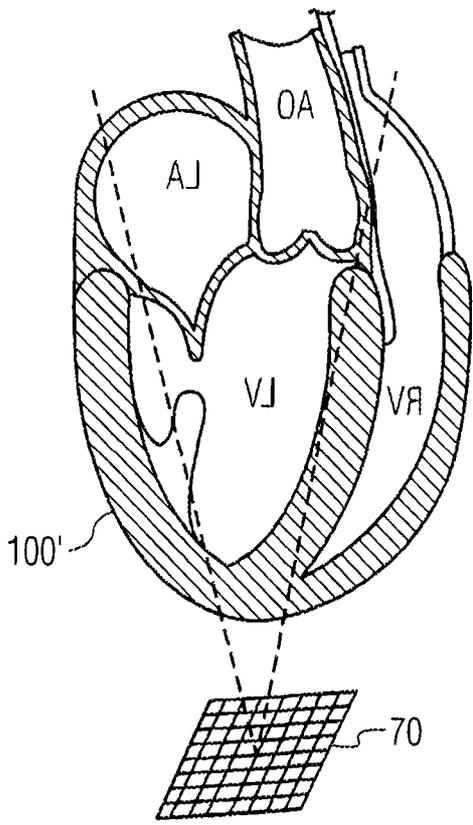


图 21a

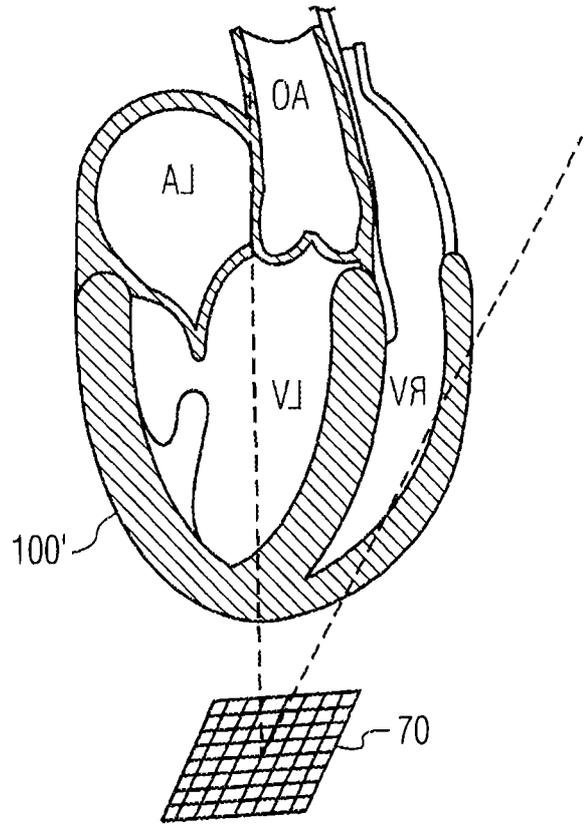


图 22a

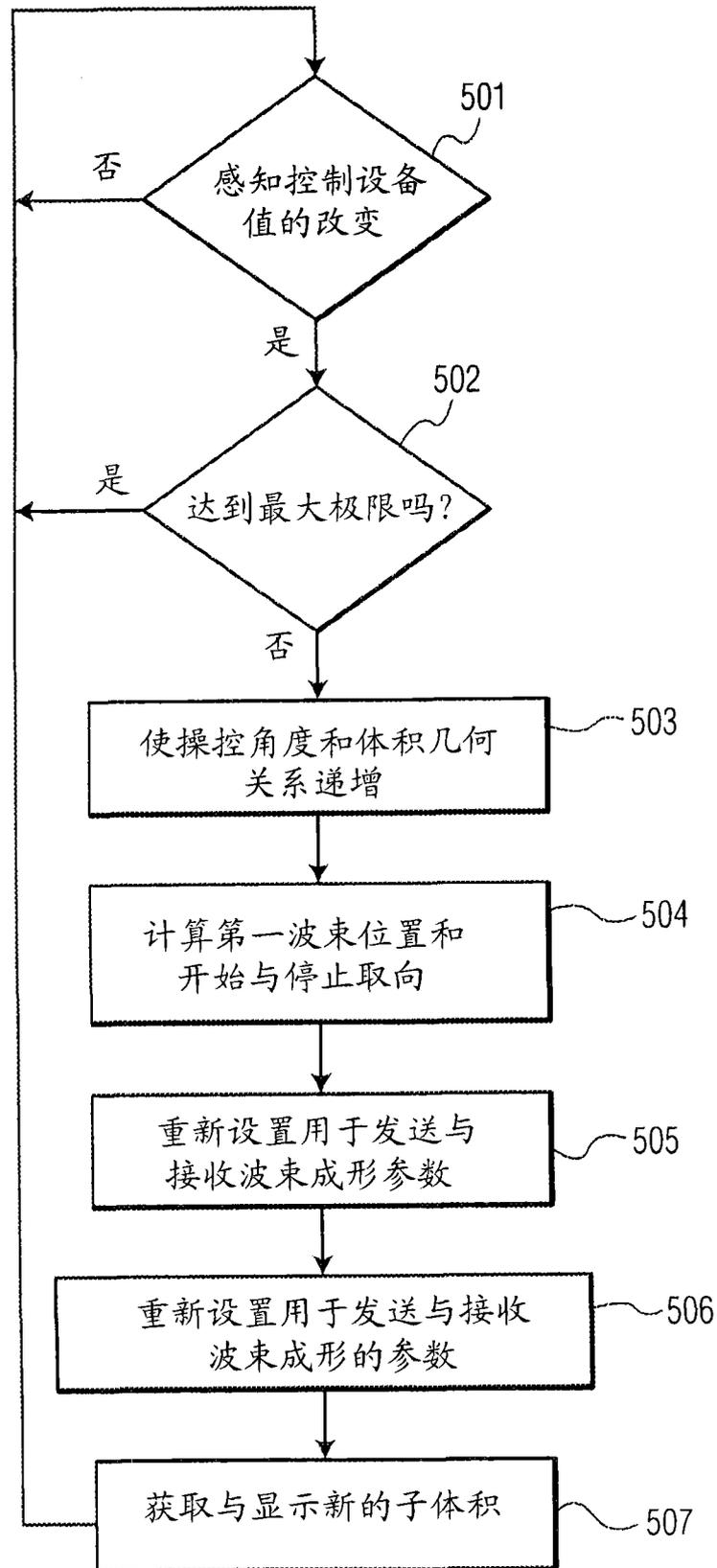


图 23

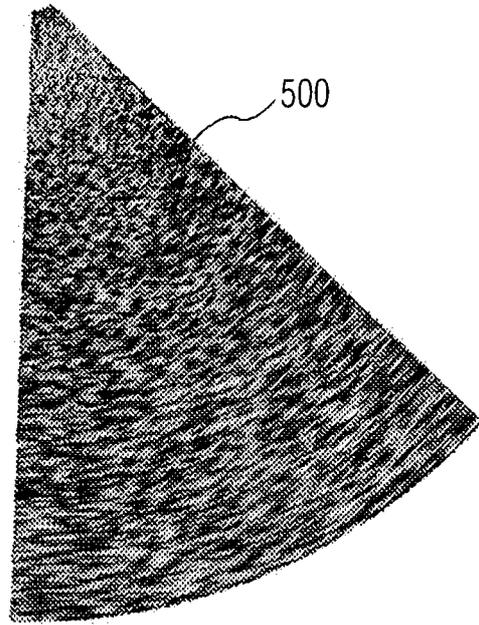


图 24

专利名称(译)	三维诊断超声图像显示		
公开(公告)号	<a href="#">CN101035471B</a>	公开(公告)日	2012-02-08
申请号	CN200580034164.5	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	D普拉特 刘令南		
发明人	D·普拉特 刘令南		
IPC分类号	G01S7/52 A61B8/14 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/54 A61B8/0883 G01S15/8925 A61B8/14 A61B8/463 G01S7/52034 A61B8/483 G01S7/52068 G01S7/52074 A61B8/4405 G01S15/8993 G01S7/52095		
审查员(译)	彭燕		
优先权	60/617489 2004-10-08 US		
其他公开文献	CN101035471A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

三维超声成像系统获取来自体积区域的3D图像数据和处理图像数据以产生体积区域的活动3D图像、体积区域的表面或中心截面的2D图像、和与第一2D图像的面正交的截面的2D图像。两个2D图像使得用户能够快速确定在活动3D图像上以3D表示的组织位置的方向。

