

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)



## [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200480012591.9

[43] 公开日 2006年6月7日

[11] 公开号 CN 1784177A

[22] 申请日 2004.4.14

[21] 申请号 200480012591.9

[30] 优先权

[32] 2003.4.16 [33] US [31] 60/463,045

[86] 国际申请 PCT/US2004/011397 2004.4.14

[87] 国际公布 WO2004/093687 英 2004.11.4

[85] 进入国家阶段日期 2005.11.9

[71] 申请人 东弗吉尼亚医学院

地址 美国弗吉尼亚州

[72] 发明人 艾尔弗雷德·Z·阿比哈马德

[74] 专利代理机构 北京市金杜律师事务所  
代理人 酆 迅

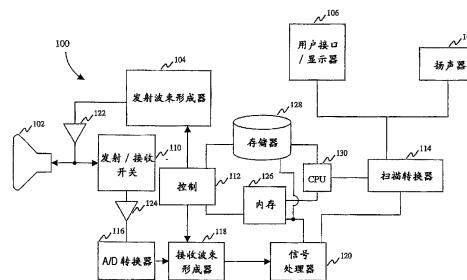
权利要求书 2 页 说明书 14 页 附图 11 页

### [54] 发明名称

用于生成独立于操作员的超声波图像的系统和方法

### [57] 摘要

在医学成像环境中使用的用于获取身体器官的至少一部分的超声波图像数据的系统(100)、方法和介质,该系统、方法和介质利用定义该身体器官的参考面的数据以相对于该参考面定义至少一个其它平面,并且在显示器(106)上显示超声波图像,其对应于参考面和定义至少一个其它平面的数据中的至少一项。



1. 一种在医学成像环境中使用的驻留在计算机可读介质上的计算机程序产品，该计算机程序产品包括使计算机执行以下处理的指令：
- 5 获取身体器官的至少一部分的超声波图像数据；  
利用定义该身体器官的参考面的数据相对于该参考面定义至少一个其它平面；以及  
自动并且基本上同时显示至少两个超声波图像，其对应于该参考面
- 10 面和定义该至少一个其它平面的数据中的至少一项。
2. 根据权利要求1的计算机程序产品，其中该身体器官为胎儿心脏。
3. 根据权利要求2的计算机程序产品，其中该参考面为四腔图。
4. 根据权利要求2的计算机程序产品，其中该定义该至少一个
- 15 其它平面的数据包括定义以下至少一项的数据：右心室流出道图像，左心室流出道图像，导管弓图像，主动脉弓图像，静脉连接图像以及三血管图像。
5. 根据权利要求1的计算机程序产品，其中该器官为胎儿头部。
6. 根据权利要求5的计算机程序产品，其中该参考面为该胎儿
- 20 头部的双顶径。
7. 根据权利要求1的计算机程序产品，其中把该计算机进行的处理和超声波检查设备联系起来。
8. 根据权利要求1的计算机程序产品，其中该指令是由通用计算机执行的。
- 25 9. 根据权利要求1的计算机程序产品，进一步包括使该计算机提供所成像器官的医学评估的指令。
10. 根据权利要求9的计算机程序产品，其中使用图像识别软件以便于标准化的平面的定位和该医学评估中的至少一项。
11. 根据权利要求9的计算机程序产品，其中该医学评估包括以

下步骤:

识别图像内的具体结构;  
比较该结构和参考图像; 以及  
鉴别该结构的至少一个正常和异常解剖特征。

5 12. 根据权利要求1的计算机程序产品, 其中该至少两个超声波图像的显示包括每个图像的径向面、横向面和冠状线方向面。

13. 根据权利要求12的计算机程序产品, 其中该显示为实时显示。

10 14. 根据权利要求1的计算机程序产品, 其中该至少两个超声波图像的显示包括与该至少一个其它平面的每个平面相关联的单个平面的显示。

15 15. 根据权利要求1的计算机程序产品, 其中该至少两个超声波图像的显示包括直接来自在参考层面上获得的实时容积的一个或多个标准化的平面的实时显示。

16. 一种方法, 包括:

获取身体器官的至少一部分的超声波图像数据;

利用定义该身体器官的参考面的数据相对于该参考面定义至少一个其它平面; 以及

20 自动并且基本上同时显示至少两个超声波图像, 其对应于该参考面和定义该至少一个其它平面的数据中的至少一项。

17. 一种系统, 包括:

一个传感器, 用于获取身体器官的至少一部分的超声波图像数据;

25 一个处理器, 用于处理该超声波图像数据以定义该身体器官的参考面并且相对于该参考面定义至少一个其它平面; 以及

一个显示器, 其中所述处理器有助于基本上同时显示至少两个超声波图像, 其对应于该参考面和定义该至少一个其它平面的数据中的至少一项。

## 用于生成独立于操作员的超声波图像的系统和方法

### 5 相关申请的交叉引用

本申请要求 2003 年 4 月 16 日递交的序号为 No. 60/463, 045 的临时申请的优先权，并通过参考引入于此。

### 技术领域

- 10 本发明一般涉及生成超声波静止和/或实时图像，更特别地，涉及生成胎儿、新生儿和/或成人器官的标准解剖面的超声波静止和/或实时图像的独立于操作员的显示。

### 背景技术

- 15 超声波检查法是依赖于操作员成像的理疗方法。亦即，不同于诸如计算机断层 (CT) 成像以及磁共振成像 (MRI) 之类的其它成像技术，利用超声波技术提供的图像质量直接取决于获取图像的超声波检查师和/或回声记录者 (sonologist) 的技能。此外，在产科超声波成像中，子宫内的胎儿的可变位置是增加难度级别的附加因素。
- 20 研究证明，超声波检查法的功效，特别是对于胎儿异常的检查，依赖于操作员的专门技能。参见 Ewigman B.G., Crane J.P., Frigoletto F.D., Leferve M.L., Bain R.P., McNellis D. 的“Effect of Prenatal Ultrasound Screening on Perinatal Outcome”，The RADIUS Study Group, New England Journal of Medicine, 1993; 171: 821-827; Chitty L.S. 的“Ultrasound Screening for Fetal Abnormalities, Prenatal Diagnosis”，1995; 15: 1241-57; Crane J.P., LeFerve M.L., Winbron R.C., 等人的“A Randomized Trial of Prenatal Ultrasonographic Screening: Impact on the Detection, Management, and Outcome of Anomalous Fetuses”，The
- 25

RADIUS Study Group, American Journal of Obstetrics and Gynecology, 1994; 171: 392-399; Grandjean H., Larroque D., Levi S., and the Eurofetus Study Group, American Journal of Obstetrics and Gynecology, 1999; 181: 446-454.

- 5 在美国和欧洲进行的研究指出,涉及产科超声波检查法的胎儿异常检查在三级和非三级中心之间存在显著差异。参见 Ewigman 等人以及 Chitty。普遍认为,当今美国的许多妇女接受的产科超声波检查法低于各种专业社团当前推荐的标准。参见 Filly R.A. 和 Crane J.P. 的“Routine Obstetric Sonography”, Journal of Ultrasound  
10 Medicine 2002; 21: 713-718。

在医学成像领域中,三维(3-D)和四维(4-D)超声波检查法的发展推进了成像技术的进步。借助 3-D 超声波检查法,可以获得目标容积(或目标容积内的)无穷多的二维(2-D)平面。在显示监视器上,可以利用代表该容积内的典型 2-D 平面的径向(前/后)、横向(左  
15 /右)和冠状线方向(上/下)平面的三个正交平面显示 3-D 超声波检查法获取的容积。利用 3 个正交平面显示获得的 3-D 容积称为多平面成像(或多平面显示)。

超声波容积的多平面显示使得操作员能够处理获取的目标容积。在多平面显示中,通过滚动通过三个视图的任意视图中的平行平面,  
20 并且通过旋转该容积获得感兴趣的结构的视图,可以探测该容积。因此,操作员可以在获得该容积并且患者离开后处理该容积数据以获得任何所需截面平面。这样,3-D 超声波的一个优点在于,从一个存储的容积中获得不同视图的能力。当在多平面显示中对胎儿心脏进行成像时,常规 3-D 技术支持完整心动周期的回放(cineloop)  
25 显示。正如此处使用的那样,回放通常从许多心动周期(通常为 10-60)中获得的图像,并且生成的时间系列图像在许多心动周期上进行均分。当循环播放时,该图像采用电影格式演示运动的心脏。可以增加彩色流量多普勒仪,从而可以显示通过胎儿的心脏瓣膜的血流量。对于 4-D 超声波检查法,添加时间作为第四维,以提供正

在检查的 3-D 容积的表面的实时（或近似实时的）显示。即使对于受过训练的人员而言，也很难用多平面显示处理进行 3-D 容积处理，特别是当该容积涉及诸如中枢神经系统或心脏之类的相对复杂的解剖器官时。

5 迄今为止，与 3-D 超声波检查法有关的专业文献普遍认为 3-D 超声波检查法能够比 2-D 超声波检查法提供更好的诊断能力。同时，这些文献普遍认为 3-D 超声波检查法能够比 2-D 超声波检查法更好地提供了解剖结构的可视化。然而，对 3-D 超声波检查法的实际价值以及 3-D 超声波检查法是否能够提高诊断能力和现有 2-D 系统的效力存在某些怀疑论。

10 例如，已知的超声波成像系统能够使诸如超声波检查技师之类的成像人员选择一个或多个预先设置的解剖视图。例如，美国专利 No. 6,174,285（'285 专利）的主要目的是提供利用常规 2-D 超声波检查法不能进行成像的成人心脏的特定平面（视图）。由于例如密集

15 的骨结构和充满空气的肺组织包围成人的心脏，所以在 2-D 超声波成像中不能获得它的某些视图。

然而，'285 专利不能与产科超声波结合利用，特别是因为'285 专利指示要把超声波传感器放置到患者的标准位置和/或方位上。因此，'285 专利依赖于必须放置在特定位置以率先获取 3-D 容积的超

20 声波传感器，并且受其限制。此外，'285 专利限于用户选择预先设置的解剖图，并没有考虑自动显示特定身体器官的两个或多个感兴趣的标准参考面。'285 专利也没有提出提供诊断能力的意愿。

和成人心脏的超声波成像形成对比，在产科超声波成像中，母亲腹部上的标准超声波传感器成像位置是不可能存在的或不能利用的，因为，例如，子宫内胎儿位置是可变的。因此，获取胎儿心脏之图像的人员不能依靠标准传感器位置（例如，母亲腹部上的特定

25 位置和/或方位）。相反，成像人员需要动态把传感器放置到不同位置和/或平面上直至获得所需图像。至少部分由于产科超声波检查法和其它超声波医疗方法之间的扫描技术差异使得前者更难以掌握。

## 发明内容

本发明的特征和优点在于，提供用于生成胎儿、新生儿和/或成人器官的独立于操作员的超声波显示的系统、方法和介质。

- 5 本发明的另一个特征和优点在于，提供能够利用对胎儿、新生儿和/或成人器官的标准解剖面的独立于操作员的超声波显示来检测该器官内的正常和/或异常成像关系的系统、方法和介质。

- 10 本发明的又一个特征和优点在于，提供能够对胎儿、新生儿和/或成人器官的现有超声波检查的效率和诊断能力进行改善的系统、方法和介质。

本发明的另一个特征在于，有助于与超声波检查法有关的教学和教育，有助于各种医务人员的培训。

- 15 本发明的至少一个实施方式可以利用例如计算机程序和例如通用计算机和/或标准超声波检查设备一起来获得并可选择地显示2-D、3-D和/或4-D超声波图像。另外，本发明的至少一个实施方式可以提供对胎儿、新生儿和成人器官（如胎儿心脏）的状况的医学评估或诊断。

- 20 在根据本发明的典型方法中，获得特定身体器官的参考面，该参考面可以作为用于获取其它感兴趣平面的基准，如胎儿心脏的四腔图平面。作为选择，参考面可以是2-D超声波检查法比较容易获得的标准典型平面，如胎儿心脏的四腔图平面。胎儿头部的示例性参考面为轴向双顶径、轴向后颅窝、轴向侧脑室以及冠状脑胼胝体。

- 25 接着，可以利用3-D超声波成像装置来获得例如从参考面的（或相对于该参考面的）层面开始的组织的容积。所获得的容积的多平面的显示在三个显示的正交平面的一个平面上，通常在A平面表示参考面（当前的标准3-D获取）。根据本发明的至少一个实施方式，为各种胎儿、新生儿和成人器官提供与参考面有关的标准化的平面的空间数学关系。通用计算机和/或标准超声波检查设备使用的软件和/或硬件然后可以利用一个或多个数学关系，可选地可以自动地利

用一个或多个数学关系，来显示一个或多个标准化的平面。在本发明的至少一个实施方式中，可以显示特定身体器官的感兴趣的所有标准化的平面。此外，既可以提供多平面显示（其中三个平面的多平面显示的一个视图是标准化的平面），也可以提供仅表示一个或多个标准化的平面的显示（不显示可以作为多平面视图之一部分的任何非标准化的平面）。当传感器和/或处理能力允许时，本发明的至少一个实施方式能够自动以实时方式（或基本上以实时方式）显示身体器官的一个或多个标准化的平面，从而在获取身体部分的扫描容积时绕过多平面的显示。

10 有利地，这些标准化的平面彼此之间的固定解剖关系将允许对任何患者使用这些标准化的平面。对于胎儿器官的情况，可以利用关于胎儿孕龄进行轻微修改以方便显示。显示特定器官的所有标准化的平面的过程就是利用超声波评估该器官的独立于操作员的方法。在本发明的至少一个实施方式中，操作员也可以选择查看自动生成的标准化的平面的实时显示。

15 在本发明的至少一个实施方式中，可以利用计算机化的诊断能力来评估与一个或多个标准化的平面相关联的图像。例如，可以利用成像软件来识别图像内的特定结构（例如，代表胎儿心脏的一部分），比较该图像与参考图像，并且鉴别例如正常和异常解剖结构和/或其部分。例如，用于胎儿心脏的成像软件可以在一个或多个平面上识别该心脏的心室和/或流出道的大小，通过不同瓣膜的血流量，并且生成正常和异常关系的指示（如，报告）。另外，也可以利用成像软件来调整平面层面，以确保显示最佳或适宜平面，由此降低误差。

20 根据本发明的系统、方法和介质的实施方式可以提供图像分割能力以及定向工具，例如使图像更容易理解和/或 2-D 和 3-D 图像之间的点到点对照，后者能够例如容易地、清楚地向参考的医师和患者传达诊断信息。另外，根据本发明的系统、方法和介质的实施方式可以提供例如基于 3-D 容积（而不只是 2-D 平面）的胎儿的容积和重量估计。

因此,通过使图像标准化并且充分地降低或消除人为误差的可能性,本发明能够有利地、广泛地提高超声波成像的诊断敏锐度。同时,通过充分地降低或消除操作员的影响,通过减少完成超声波检查所需的时间,本发明能够提高超声波成像的效率,从而可以增加  
5 吞吐量并提高超声波实验室的效率。

### 附图说明

- 图 1 是可以与本发明一起使用的示例性超声波检查系统的框图;
- 图 2 是根据本发明的示例性方法的流程图;
- 10 图 3 表示可以生成的胎儿心脏的多种示例性标准平面;
- 图 4 表示孕期为 20 周的胎儿心脏的容积的示例性 3-D 多平面成像,其中平面 A 代表四腔图;
- 图 5 表示孕期为 20 周的胎儿心脏的容积的示例性 3-D 多平面成像,其中平面 A 代表右心室流出道;
- 15 图 6 表示孕期为 20 周的胎儿心脏的容积的示例性 3-D 多平面成像,其中平面 A 代表左心室流出道;
- 图 7 表示孕期为 20 周的胎儿心脏的容积的示例性 3-D 多平面成像,其中平面 A 代表导管弓;
- 图 8 表示孕期为 20 周的胎儿心脏的容积的示例性 3-D 多平面成  
20 像,其中平面 A 代表主动脉弓;
- 图 9 表示孕期为 20 周的胎儿心脏的容积的示例性 3-D 多平面成像,其中平面 A 代表静脉连接;
- 图 10 表示孕期为 20 周的胎儿心脏的容积的示例性 3-D 多平面成像,其中平面 A 代表三血管图;
- 25 图 11 表示通过使用胎儿腹部和胸部的标准横向视图的可选的扫描技术能够根据胎儿心脏的容积生成的各种视图。

### 具体实施方式

在详细解释本发明的至少一个实施方式之前,应该懂得,本发明

在其应用中并不限于下述说明书阐述的或附图所示的其构造细节以及部件的各种排列。本发明能够采取其它实施方式，并且能够用不同方式实施和实现。同时，应该懂得，本文使用的措辞和术语是为了进行描述，不应认为是限制性的。

5 同样，本领域的熟练技术人员应该理解，作为本公开之基础的概念可以容易地作为用于设计用来实现本发明的几个目的其它结构、方法和系统的基础。因此，本发明被认为是包括本文所描述的结构等同结构，因为它们并不背离本发明的实质和范围，这一点是重要的。

10 3-D 成像的两个概念与本发明有关。首先，诸如胎儿心脏的容积之类的利用 3-D 超声波检查获得的特定解剖结构的容积，包含正常和异常情况下对该结构进行全面评估的所有解剖 2-D 平面。其次，对于每个人类的器官而言，对特定器官进行全面解剖评估所需的解剖 2-D 平面是按照彼此之间的恒定解剖关系组织起来的。已经发现  
15 可以获得诸如胎儿心脏之类的特定器官的容积，并利用可选地自动化的软件程序显示来自该容积的便于该器官之评估的一个或多个 2-D 平面。本发明的上述方面称为自动多平面成像 (AMI)。另外，已经发现在获得与特定身体器官相对应的图像数据之后，可以显示该特定身体器官的一个或多个标准化的平面。

20 图 1，大体上在 100 处，是可以与本发明的一个或多个实施方式一起使用的示例性超声波检查系统的框图。利用传感器 102 来扫描患者身体的容积，以获得所扫描的容积的图像。正如本领域中所知的那样，传感器 102 通常包括许多传感器元件，后者响应于发射波束形成器 104 生成的信号生成聚焦声学信号。传感器 102 可以包括  
25 足够的电子元件和/或处理能力，以便在获得（例如，采用实时方式或近似以实施方式）特定身体器官的图像数据之后，提供或有助于一个或多个标准化的平面的显示。在发射波束形成器 104 的输出到达传感器 102 之前，放大器 122 可以对其进行放大。

可以利用例如多个二极管的发射/接收开关 110 阻止放大器 124、

A/D转换器116和接收波束形成器118接收发射波束形成器104的电压脉冲。因此，发射/接收开关110能够防止发射波束形成器104的发射脉冲损坏接收波束形成器118。运行时，当发射波束形成器104的发射脉冲出现时，发射/接收开关110的二极管接通，由此短路接收波束形成器118和地线，从而呈现到达发射波束形成器104的高阻抗通路。在本发明的至少一个可选实施方式中，如果独立的发射和接收传感器（未示出）分别与发射波束形成器104和接收波束形成器118相连，则无需使用发射/接收开关110。

传感器102通常在不同时刻接收来自患者身体内的不同点的超声波能量，并将接收的超声波能量转换成传感器信号，放大器124可以对其进行放大，A/D转换器116将其转换为数字信号，并由接收波束形成器118接收。在另一个实施方式中，如果不使用A/D转换器116的话，波束形成器118可以在模拟信号上运行。

信号处理器120可以用于按照至少三种原像获取模式中的一种或多种模式处理从接收波束形成器118那里接收的信号。第一种模式是2-D灰度成像，称为B模式。第二种模式是多普勒成像，用于血流量，称为F模式。第三种模式是光谱多普勒成像，可以显示血流速度及其频率，称为D模式。信号处理器120通常按照以下模式处理从接收波束形成器118那里接收的信号：充分地对这些信号进行优化以便按照其选定的显示模式输出。信号处理器也可以对这些信号进行优化以便利用扬声器108进行音频输出，并将经过处理的信号存储在内存126和/或存储器128中。例如，内存126可以是随机存取存储器，而存储器128可以是诸如标准硬盘和/或CD-ROM之类的介质。

扫描转换器114是一台标准设备，可选择地，该设备结合中央处理单元(CPU)130一起，把从信号处理器120那里接收的信号的扫描频率变成用户接口/显示器106使用的扫描频率，如标准光栅扫描频率。可选择地，显示器106可以提供用户控制的和操作的选择器，如标准鼠标，其允许用户选择可以显示的一个或多个感兴趣的平面。

可选择地，用户可以选择要显示的特定身体器官的任何（或所有）标准化的平面。在本发明的至少一个实施方式中，一旦系统 100 获得参考面，系统 100 的默认操作模式可以显示特定身体器官的所有感兴趣的标准化的平面。扫描转换器 114 也可以把从信号处理器 120 那里接收的信号处理成能够在扬声器 108 上音频输出的信号。

控制系统 112 协调例如发射波束形成器 104、接收波束形成器 118、信号处理器 120 以及系统 100 的有关元件的操作。内存 126 和存储器 128 可以用来存储例如根据本发明生成感兴趣的标准化的平面的软件，以及用于控制器 112 的控制指令。

10 现在参照图 2，表示了根据本发明的示例性方法。在步骤 1 中，通常，例如超声波检查者或回声记录者通过使用常规 2-D 超声波检查法按常规方式获得参考面。该参考面通常为 2-D 超声波检查法可以轻易获得的平面（如，心脏的四腔图或头部的双顶径），其可以作为用来获得特定器官的感兴趣的其它平面的基准。可以使用诸如  
15 图 1 所示的超声波检查系统来获得参考面。如果传感器技术允许，也可以按照 3-D/4-D 超声波检查法提供的容积直接获得参考面。通常，一旦相对于已知参考面定义了感兴趣的标准化的平面的数学关系（如三角关系），任何一个平面都可以作为特定器官的参考面。因此，如果必要（或需要），则一旦建立任意参考面的坐标之后，  
20 通过使用任意参考面的标准数学方法和/或运算，可以调整或重新定义（如重新计算）已知参考面的数学关系。可以使用的胎儿心脏的示例性平面如下：

- a. 四腔图
- b. 右心室流出
- 25 c. 左心室流出
- d. 导管弓
- e. 主动脉弓
- f. 静脉连接，以及
- g. 三血管图

上面提及的平面 d、e 和 f 是具体的胎儿心脏平面，由于成人的肺中有空气并且成人的心脏比胎儿的心脏更大，所以成人心脏的超声波检查不显示这些平面。

再次参照图 2，在步骤 2 中，可以使用诸如图 1 所示的 3-D 超声波成像装置来获得从例如参考面层面开始的组织的容积。该获取的方向是标准化的（例如，在胎儿心脏的情况中，从腹部到颈部）。在获取容积时，例如可以利用作为传感器组件之一部分的集成定位系统或利用位于外部的定位系统获得位置数据获取。

图 3 表示胎儿心脏的标准 4 腔图 302，该图可以作为生成静脉连接图 304、导管弓图 306、左心室流出道 308、右心室流出道 310 以及主动脉弓 312 的参考面。在另一个实施方式中，一旦获得图像数据，可以自动显示图 302、304、306、308、310 和 312 中的一个或多个图像。也可以显示其它身体器官的其它标准视图。

正如上面指出的那样，任何平面均可以用作胎儿心脏以及其它器官的参考面。例如，横向双顶径（未示出）可以作为胎儿头部的参考面。

在图 2 的步骤 3 中，通过使用诸如图 1 所示的标准超声波检查设备将该参考面在容积内沿其方位进行固定并标准化，以便将该参考面旋转到容积内的预定方位。例如，通过利用沿标准坐标系内的 Z 轴的旋转（其中 X 轴定义水平方向，并且顺时针旋转）把脊柱放置在约 270°的位置并且把心脏的顶点放置在约 150°的位置，可以旋转胎儿心脏的四腔图平面 302。

在图 2 的步骤 4 中，应用包含数学公式的计算机化的程序，以便从获得的 3-D 容积中自动获取一个或多个标准化的平面，其中数学公式将参考面和特定器官（如胎儿心脏）的所有标准化的平面联系起来。正如图 3 所示的那样，在胎儿心脏的情况中，一旦把该计算机化的程序应用于带有参考面（如 4 室图）的 3-D 容积，可以根据容积的单次获取显示上面鉴别的任何或所有平面 b-g。

下面的表 1 描述了参考面为四腔图时用于生成孕期约为 20 周的

胎儿心脏的标准平面的公式。在一个容积中，X、Y和Z轴代表用来定义容积内的空间位置的三个正交轴。X、Y和Z轴可以从空间上定义容积内的任何点。此外，3-D容积内的平面的旋转可以沿X、Y和Z轴进行。XYZ坐标系满足：如果标准X和Y轴定义例如划分身体（或器官）的前半部分和身体（或器官）的后半部分的XY平面，则Z轴的方向是从身体（或器官）的正面到身体（或器官）的后面。亦即，在此种情况中，使用左手坐标系。正旋转是围绕坐标轴的顺时针方向。

定义	位移 (mm)	旋转(坐标轴, 度数)
PA (臀部)	8.2	0
PA (头部)	-8.2	0
Ao (臀部)	3.9	Y, 27
Ao (头部)	-3.9	Y, 27
3 血管 (头部)	-10.9	0
3 血管 (臀部)	10.9	0
导管弓 (头部)	0	Y, 90
主动脉弓 (头部)	-6.5	Y, 77

表 1

10

在表 1 的情况中，参考面为四腔图。“定义”栏显示根据该四腔图确定的和可选择显示的视图。“位移”栏指示从（或相对于）该参考面的位移距离，单位为毫米。得到的平面平行于参考面，位于指定距离处。“旋转”栏指示旋转度数和具体旋转轴(X, Y, Z)。例如，对于主动脉流出道的标准平面而言，从约为 20 周孕期的四腔图参考面开始，朝胎儿头部方向的位移是 3.9 mm，然后当胎儿处于头位时沿 Y 轴顺时针旋转 27 度，当胎儿处于臀位时沿 Y 轴逆时针旋转 27 度。

20 下面的表 2 描述了参考面为四腔图时可以用于生成孕期约为 20 周的胎儿心脏的标准平面的附加公式。可以使用从胎儿腹部到颈部的横向视图以使医务人员能够提供胎儿心脏的评估。在此种情况中，

当通过从胎儿胃部向颈部横向（轴平面）滑动传感器 102 获得容积时，可以评估胎儿心脏。

定义	位移 (mm)
腹部周围	17.5
左心室流出道(主动脉)	-3.9
右心室流出道(PA)	-8.2
三血管图	-10.9

表 2

5 因此，通过把一个平面从四腔图（例如，从胃部开始）平行该四腔图位移-3.9 mm，可以获得左心室流出道的视图。另外，通过从四腔图开始把该平面位移 17.5 mm，可以获得位于胃的层面上的腹部的轴向图。请注意，由于表 2 的三个平面均为横向平面（即，平行于四腔图），所以仅仅使用距离（单位为 mm），并且不需要关于任何平面旋转。

10 在图 5-10 中，表示了胎儿心脏的 3-D 多平面显示，其中 A（左上）、B（右上）和 C（左下）平面分别代表正在研究的特殊标准化的平面（A，左上）的三个正交平面。在图 5-10 的每个图中，平面 A 代表标准化的胎儿心脏平面（上面所列出的 b-g），并且图 5-10 所示的每个标准化的平面(A)均是由图 4 所示的容积通过使用表 1 描述的数学关系生成的平面。

20 图 11 表示根据表 2 描述的技术生成的示例性平面。特别地，图 1102 代表位于胎儿胃部的层面（从四腔图开始位移 17.5 mm）处的腹部的轴平面，并且图 1104 表示四腔图。图 1106 表示左心室流出道（从四腔图开始位移-3.9 mm），图 1108 表示右心室流出道(PA)（从四腔图开始位移-8.2 mm），并且图 1110 表示三血管图（从四腔图开始位移-10.9 mm）。在图 2 的步骤 5 中，也可以采用实时方式（或近似以实时方式）自动显示图像，或者借助适当设备从心动周期按回放形式进行显示。

在本发明的至少一个实施方式中，在获得容积内的参考面之后，可以自动显示每个标准化的平面。一旦建立了特定器官的标准化容积的数学和空间关系之后，任何标准化的平面均可以充当参考面（例如，胎儿心脏的主动脉弓）。这在产科超声波检查法中是有用的，  
5 假如胎儿在子宫内的方位可能只能在 2-D 超声波成像上对主动脉弓进行成像。然后，本发明的一个或多个实施方式可以自动显示其它标准化的平面，如四腔图。也可以显示不同于心脏的胎儿器官以及新生儿和成人器官的标准化的平面。

在本发明的至少一个实施方式中，利用先进的传感器可以获得图像容积，并且在获取时可以以实时方式自动显示特定器官的一个或多个感兴趣平面。亦即，在显示一个或多个感兴趣的标准参考面之前，不需要显示标准 A、B 和 C 平面。因此，可以直接在容积获取时，和在容积获取后，显示特定器官的一个或多个感兴趣的参考面。  
10

由于胎儿相对较小，所以 3-D 和 4-D 超声波产科成像便于获取单一 3-D 容积内的多个器官。例如，胎儿胸部的单一 3-D 容积通常包括心脏，大脉管以及到达心脏和两肺脏的静脉连接。因此，本发明的至少一个实施方式试图根据单一 3-D 容积对胎儿的心血管系统进行全面或相当全面的诊断或评估。在获得包含整个胎儿的容积后，可以按照所获得的容积内的标准化的参考位置重新确定胎儿的方位。  
15 接着，可以显示，可选地自动显示任何或全部超声波检查法的标准化的平面，以使例如医师能够评估胎儿的解剖组织构造（例如，头部、胸部、腹部和/或四肢）。也可以照此方式诊断成人和新生儿的器官。  
20

在步骤 6 中，本发明的一个或多个实施方式可以利用例如标准的（例如，不用定制的）图像识别软件来评估该标准化的平面的层面，并对所成像器官进行诊断或有助于其诊断。例如，可以使用灰度模式识别，以确保自动生成的标准化的平面的正确方位，并且对具体图像（例如，胎儿心脏和/或胎儿心脏内的具体图像）和一个或多个各自的参考图像进行比较。可以使用灰度模式识别比较来鉴别例如  
25

正常和异常解剖结构和/或其各个部分。在胎儿心脏的情况中，可以把心室和/或流出道的大小与心室和/或流出道的一个或多个对应的参考图像进行比较。可以生成一份报告，该报告提供例如正常和异常关系的指示。因此，本发明的一个或多个实施方式可以确定诸如

5 心室和/或大脉管之类的胎儿心脏结构的位置，并且可选择地提供与例如结构的大小和/或形状以及相对关系有关的数据。也可以照此方式诊断成人和新生儿的器官。

根据该详细说明书，本发明的许多特征和优点都是明显的，因此，其目的是包含属于本发明之实质和范围的本发明的所有此类特征和

10 优点。此外，由于本领域的熟练技术人员易于想到多种修改和变形，所以不应将本发明限制在上面举例说明和描述的精确定义和操作内，因此可以采取属于本发明之范围内的所有适合改进和等同物。尽管利用优选实施方式的说明和例子详细描述了本发明，但是多种修改、替换和变形都是可能的。

15

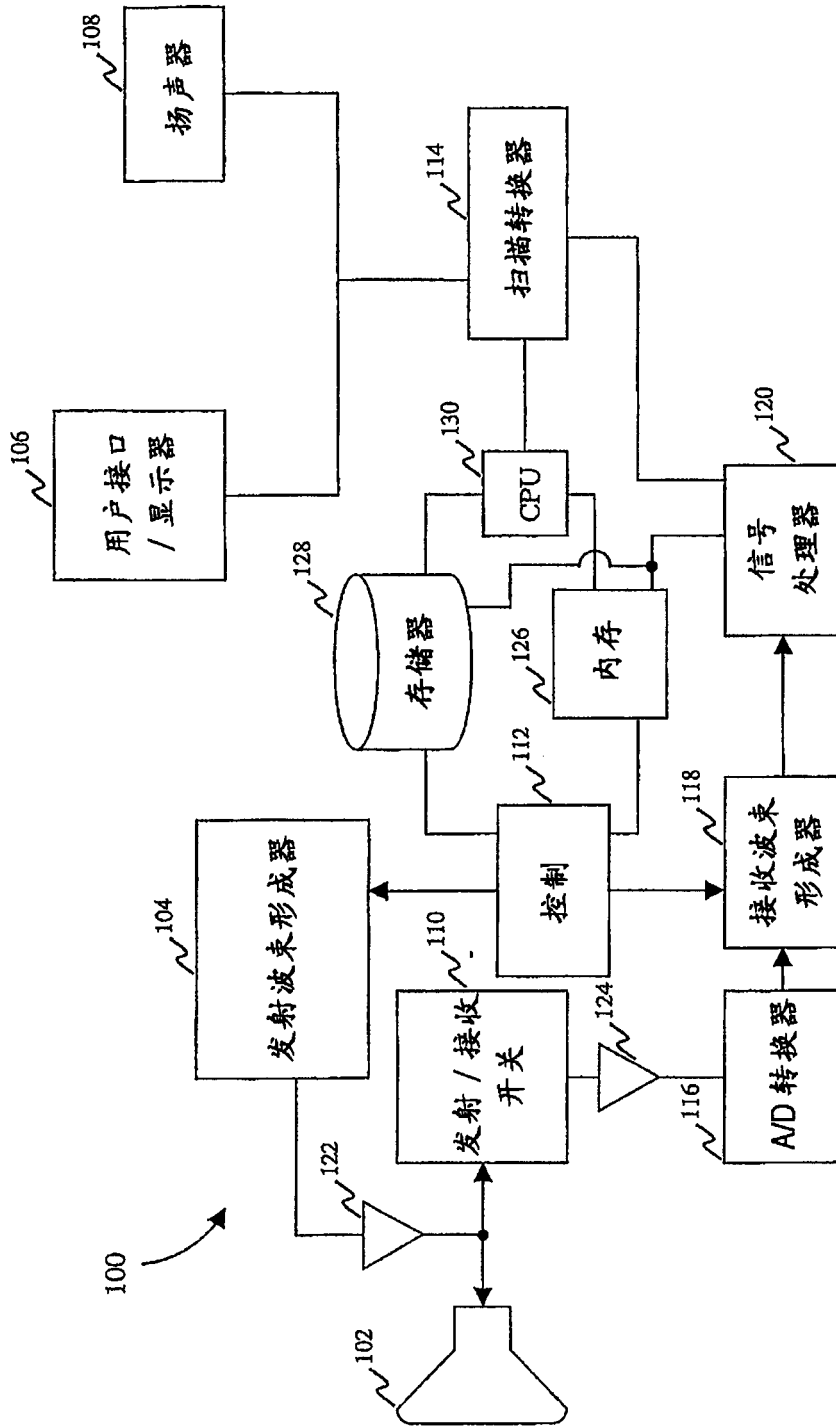


图 1

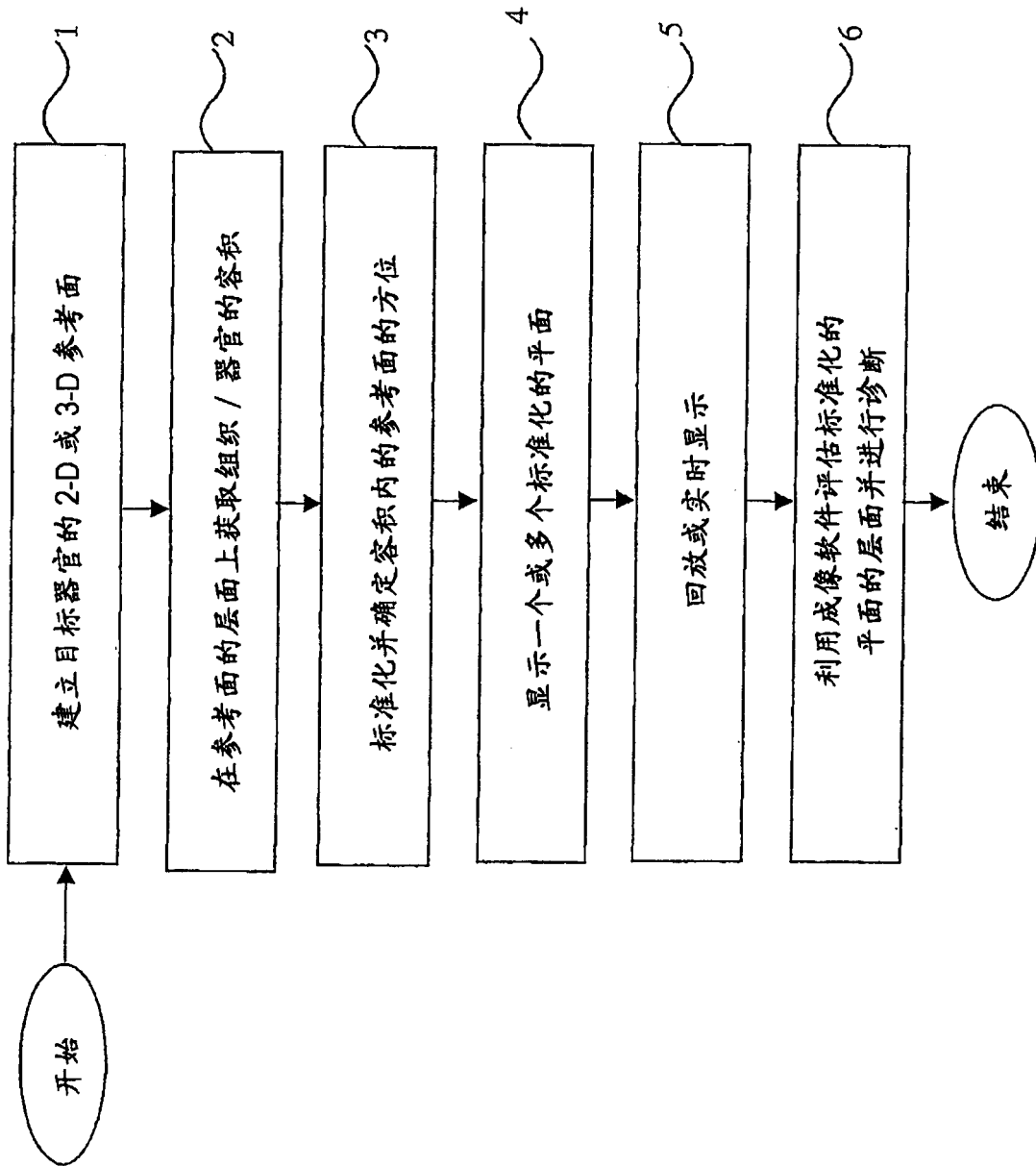


图 2

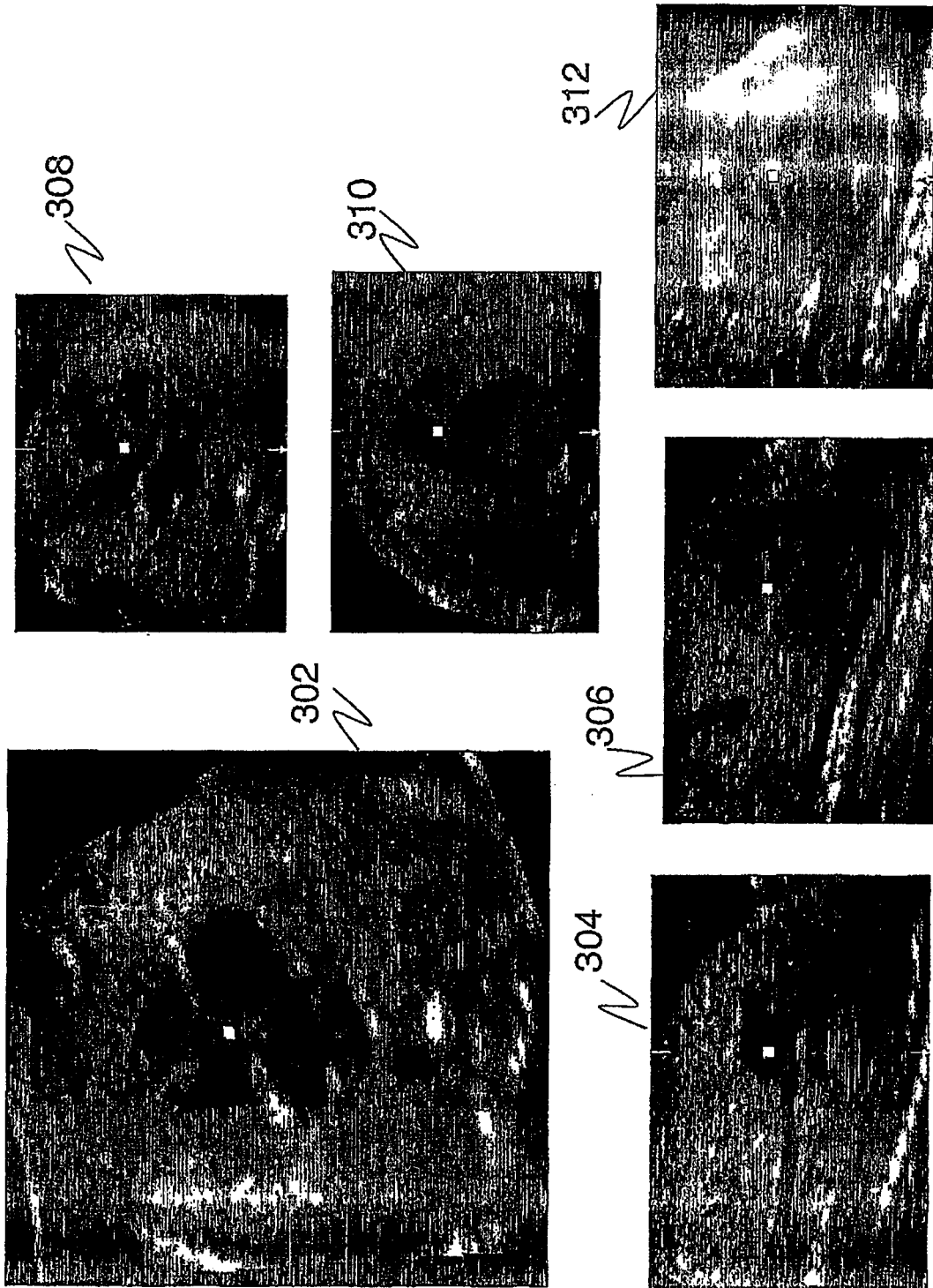


图 3

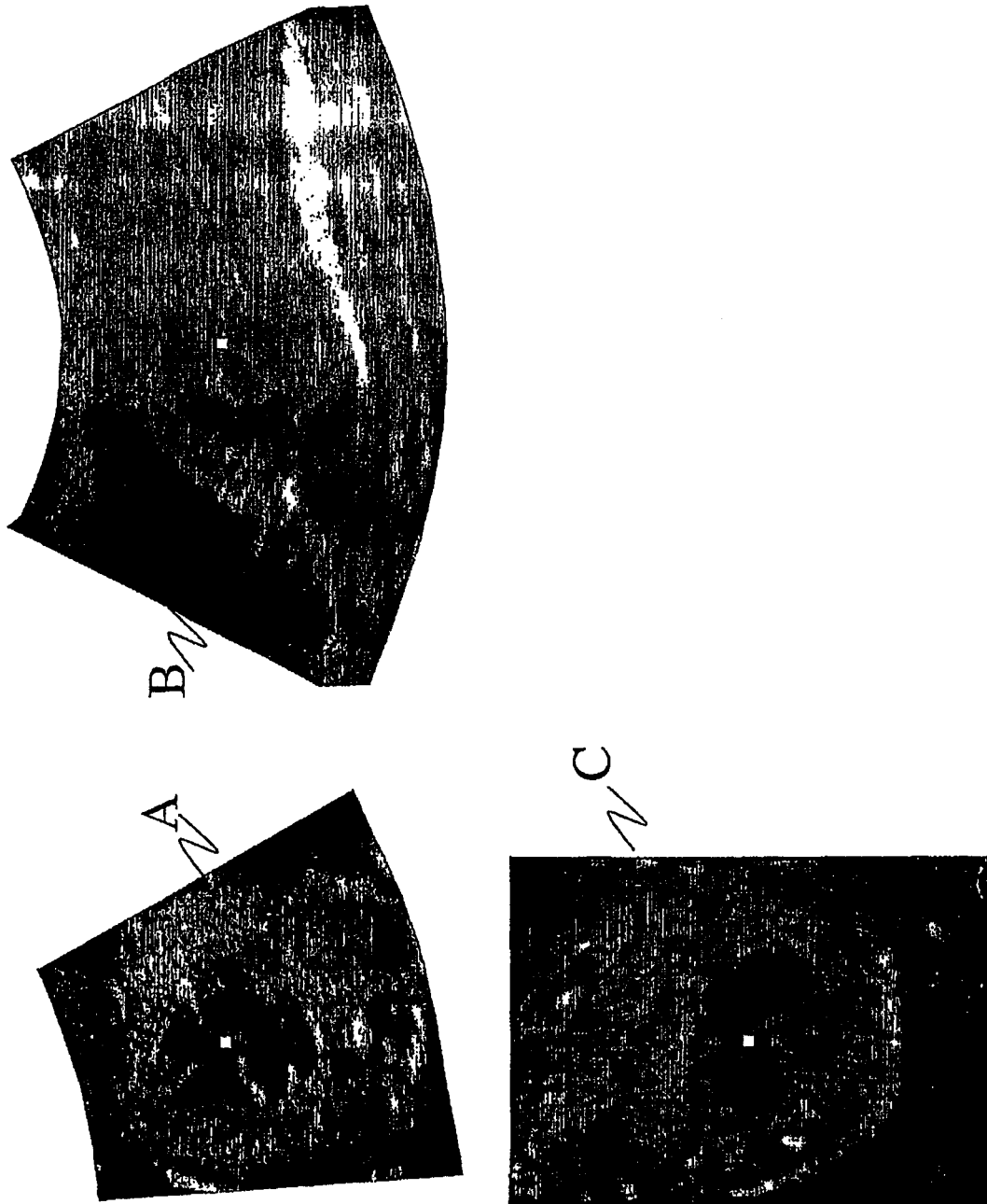


图 4

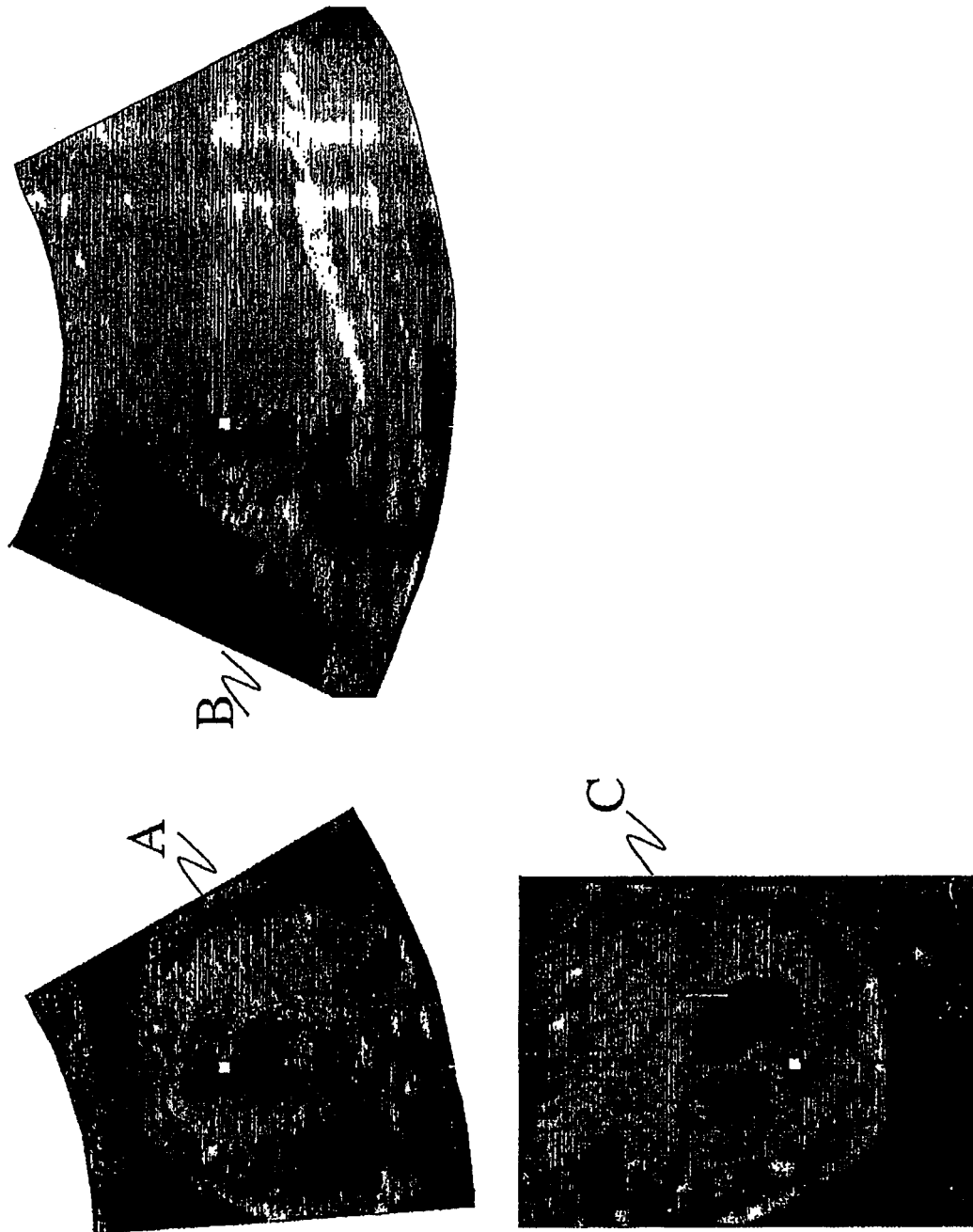


图 5

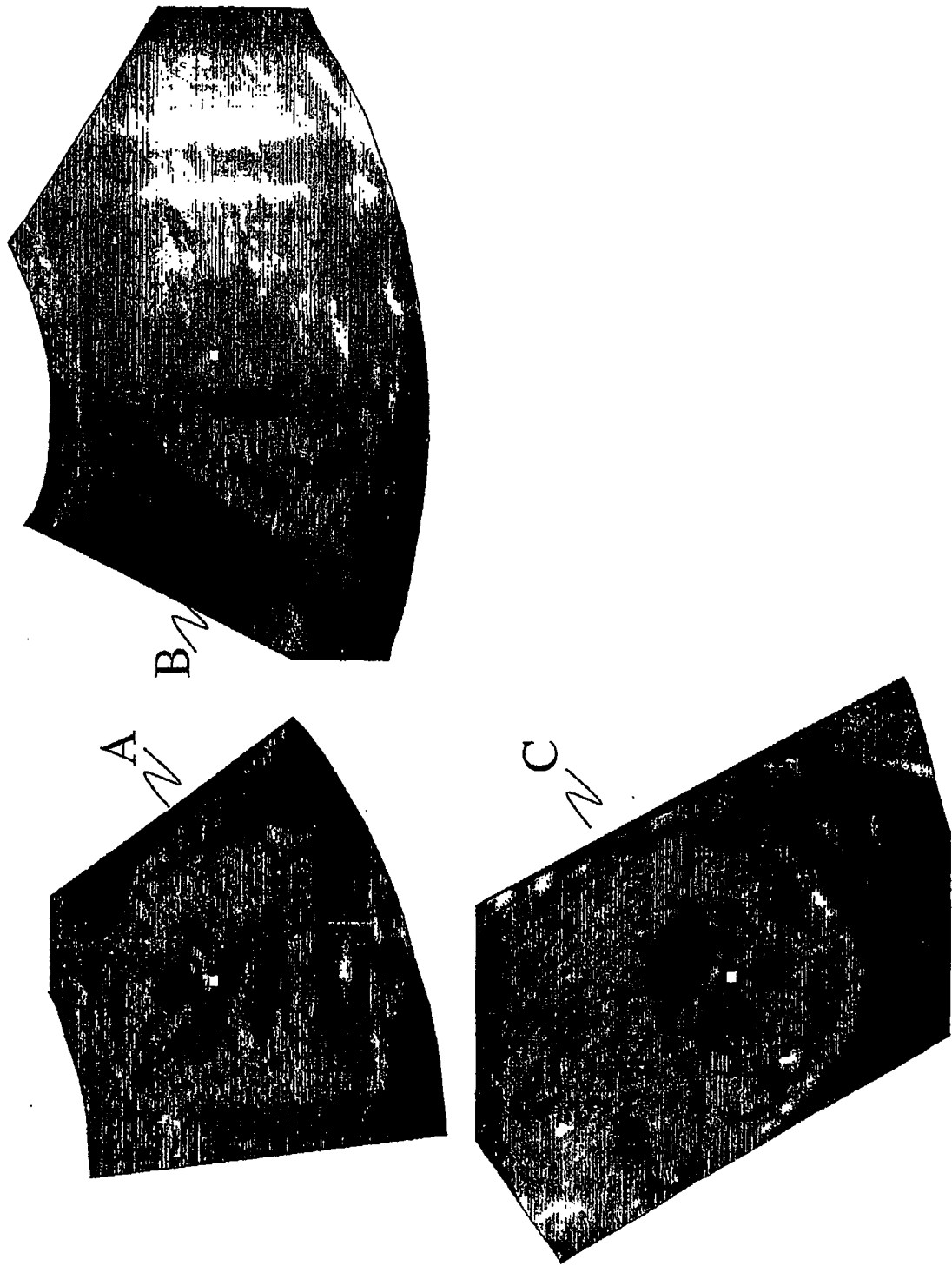


图6

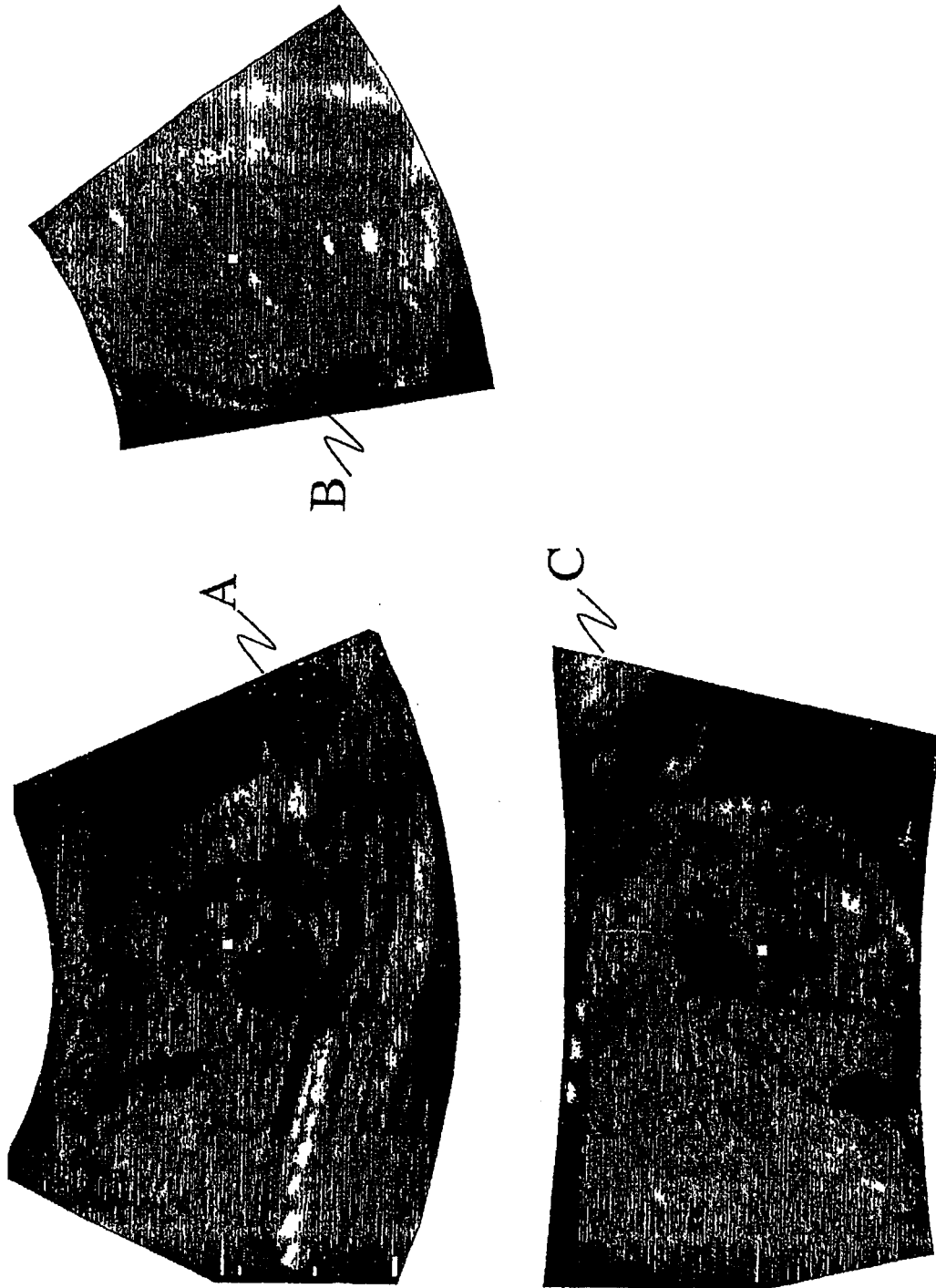


图 7

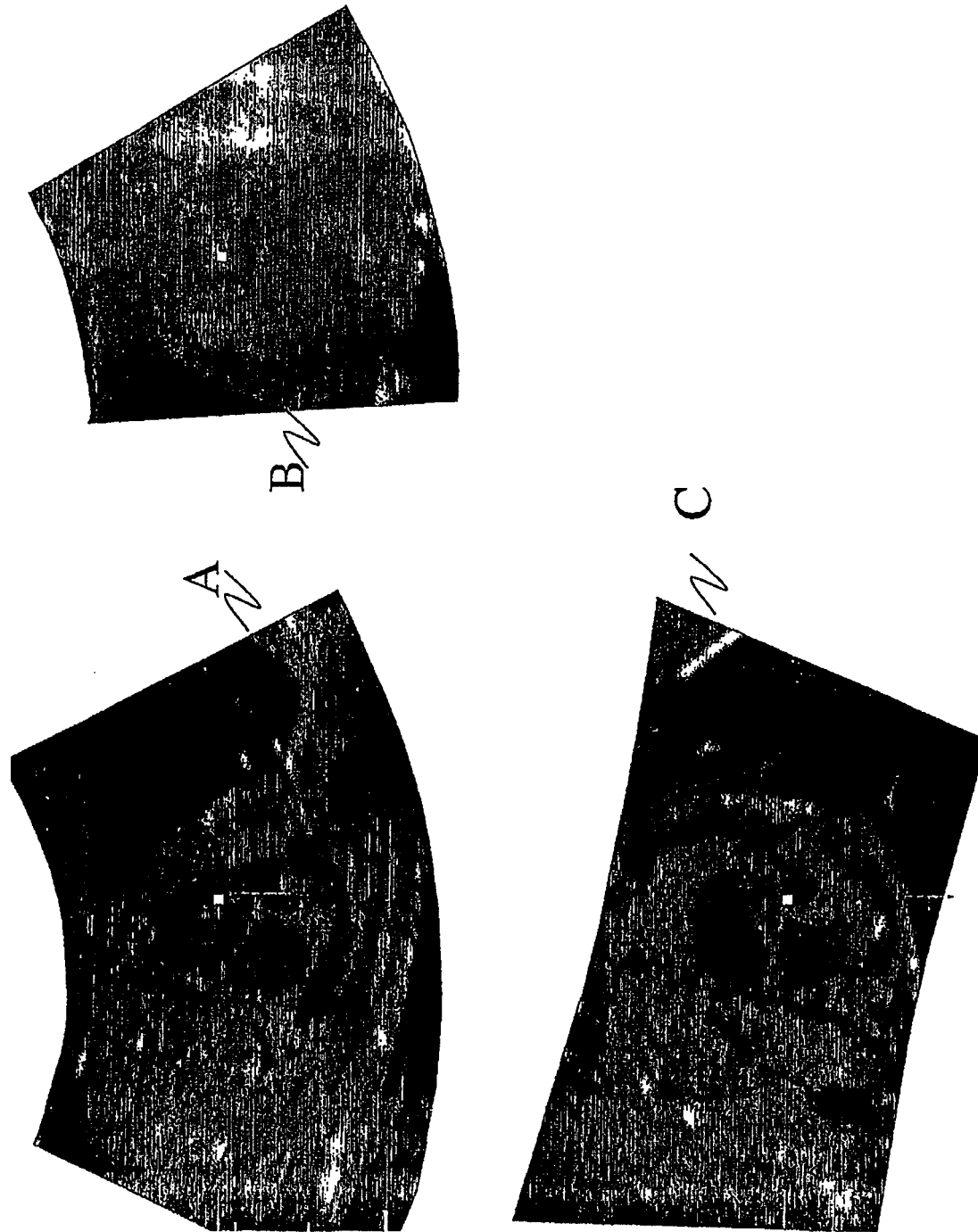


图 8

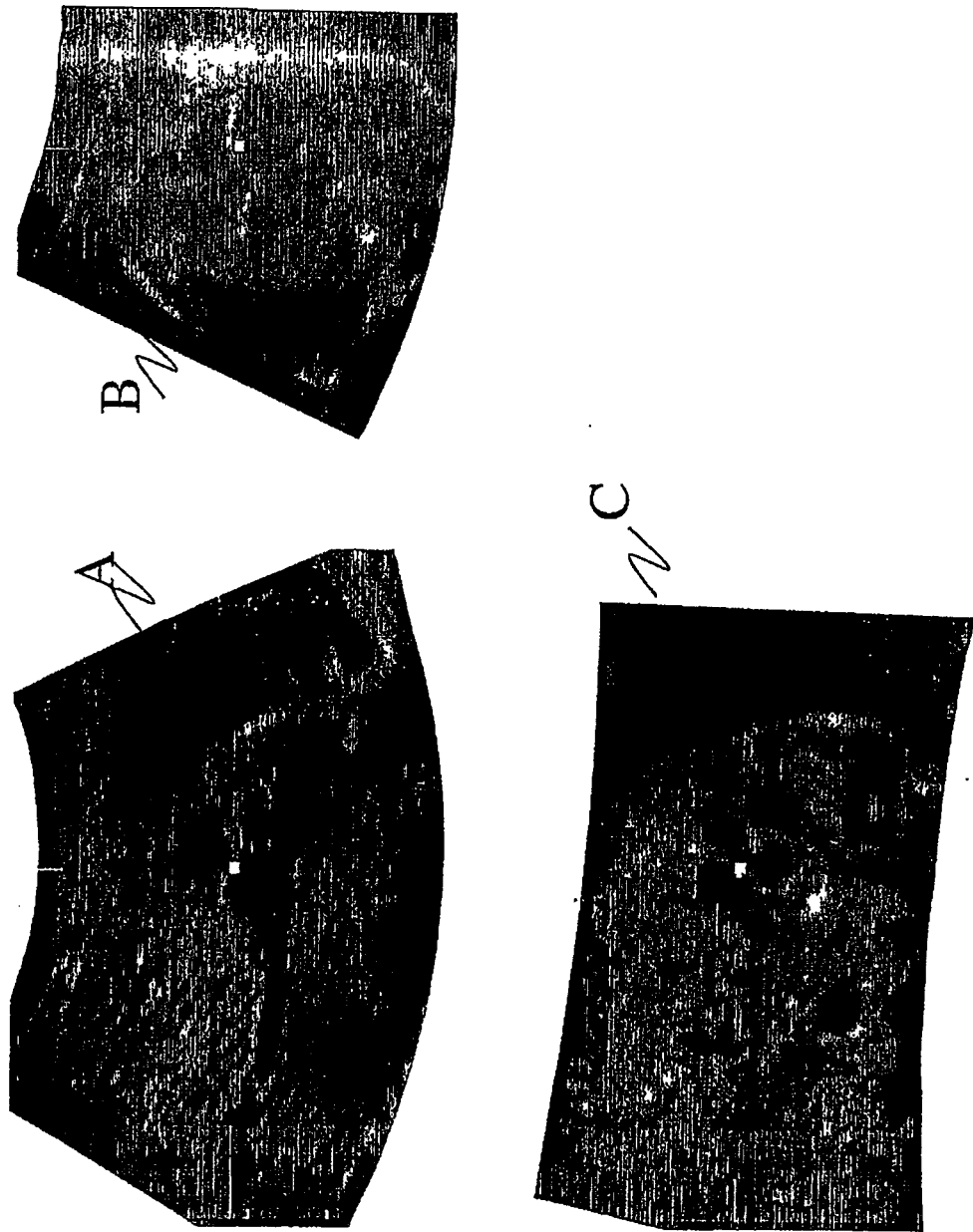


图9

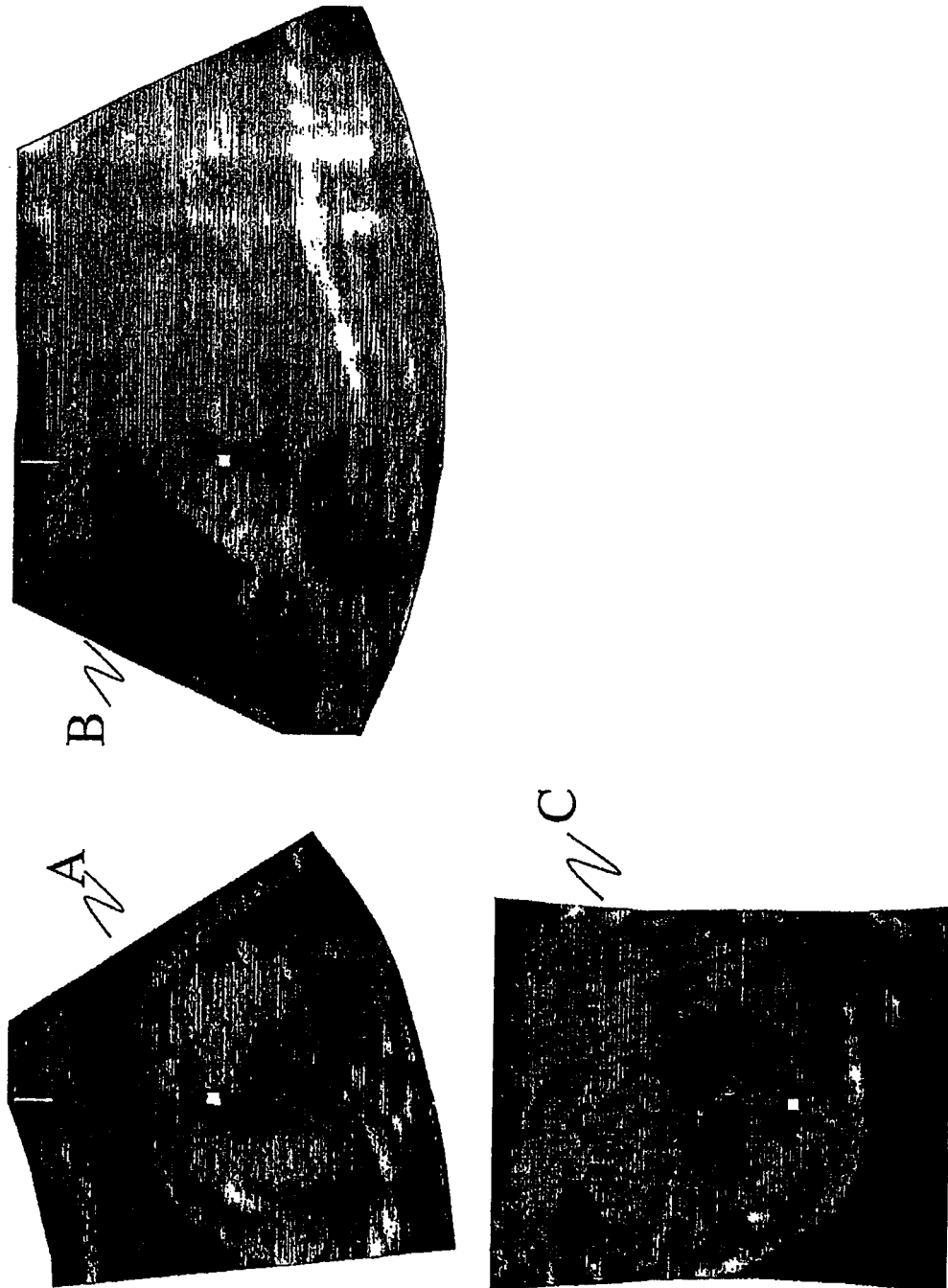


图 10

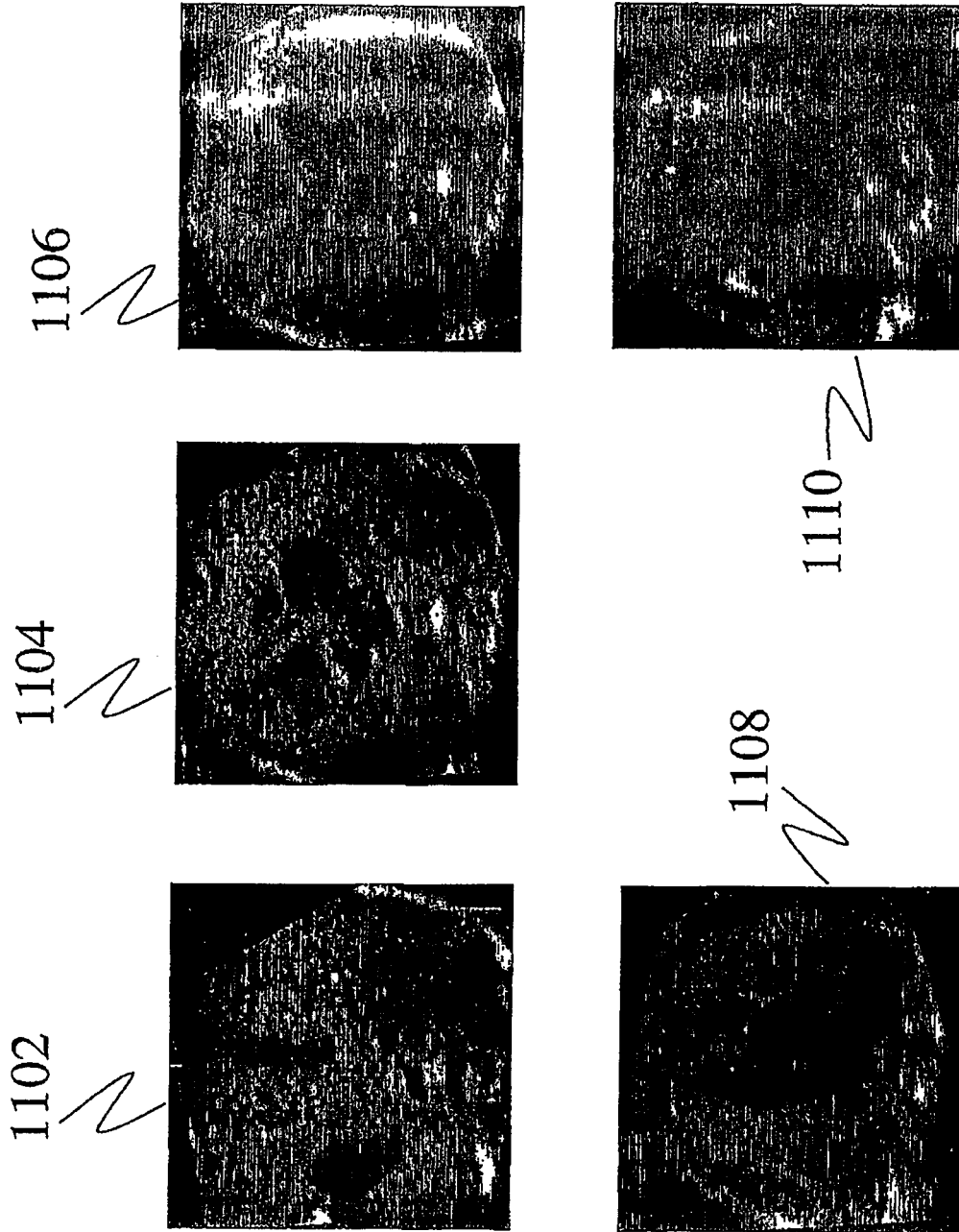


图 11

专利名称(译)	用于生成独立于操作员的超声波图像的系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN1784177A</a>	公开(公告)日	2006-06-07
申请号	CN200480012591.9	申请日	2004-04-14
[标]申请(专利权)人(译)	东弗吉尼亚医学院		
申请(专利权)人(译)	东弗吉尼亚医学院		
当前申请(专利权)人(译)	东方VIRIGINAI医疗SCHO		
[标]发明人	艾尔弗雷德Z阿比哈马德		
发明人	艾尔弗雷德·Z·阿比哈马德		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0866 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/523		
优先权	60/463045 2003-04-16 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

在医学成像环境中使用的用于获取身体器官的至少一部分的超声波图像数据的系统(100)、方法和介质，该系统、方法和介质利用定义该身体器官的参考面的数据以相对于该参考面定义至少一个其它平面，并且在显示器(106)上显示超声波图像，其对应于参考面和定义至少一个其它平面的数据中的至少一项。

