



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101779969 A

(43) 申请公布日 2010.07.21

(21) 申请号 201010004479.8

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010.01.21

A61B 8/12(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

(30) 优先权数据

2009-011177 2009.01.21 JP

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 浜田贤治 岭喜隆 久我衣津纪

志岐荣一

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 孙蕾

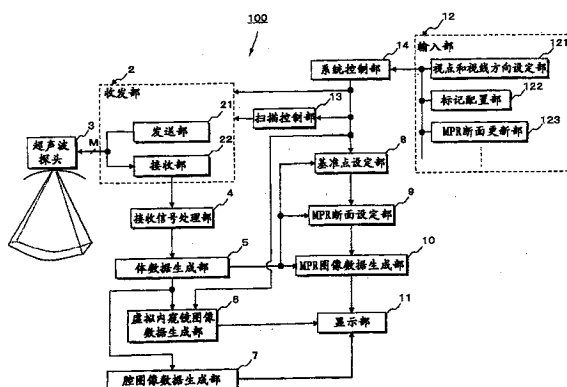
权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图 12 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、医用图像显示装置以及医用图像显示方法

(57) 摘要

本发明提供一种能够根据从被检体收集到的体数据同时收集针对诊断对象部位的虚拟内窥镜图像数据和 MPR 图像数据的超声波诊断装置、医用图像显示装置以及医用图像显示方法。本发明对从被检体收集到的体数据设定视点和视线方向来生成虚拟内窥镜图像数据,通过对该虚拟内窥镜图像数据所示的管腔脏器的诊断对象部位配置标记来设定观测方向。以体数据的视点为起点对观测方向设定基准线,通过比较与该基准线交叉的体数据体素值和体素检测规定阈值,对体数据设定诊断对象部位的表面与基准线交叉的基准点。提取与在该基准点相互正交的三个 MPR 断面对应的体数据的体素来生成 MPR 图像数据,将得到的 MPR 图像数据与虚拟内窥镜图像数据一并进行显示。



1. 一种超声波诊断装置,根据通过对被检体的三维扫描收集到的体数据来生成虚拟内窥镜图像数据,所述超声波诊断装置的特征在于,具备:

对上述体数据设定视点和视线方向的视点和视线方向设定单元;

根据上述视点和视线方向对上述体数据进行处理,生成虚拟内窥镜图像数据的虚拟内窥镜图像数据生成单元;

根据上述虚拟内窥镜图像数据对上述体数据的诊断对象部位设定基准点的基准点设定单元;

根据上述基准点对上述体数据设定至少一个 MPR 断面的 MPR 断面设定单元;

根据上述 MPR 断面中的上述体数据生成 MPR 图像数据的 MPR 图像数据生成单元;以及显示上述虚拟内窥镜图像数据和上述 MPR 图像数据的显示单元。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波诊断装置具备标记配置单元,该标记配置单元通过对上述虚拟内窥镜图像数据配置标记,从而对上述诊断对象部位设定观测方向,

上述基准点设定单元将上述基准点设定在对上述体数据的上述观测方向设定的基准线与上述诊断对象部位交叉的位置。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述基准点设定单元将上述基准点设定在上述基准线与上述诊断对象部位的表面交叉的位置。

4. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述基准点设定单元通过对与上述基准线交叉的上述体数据和规定阈值进行比较,对上述诊断对象部位的表面设定上述基准点。

5. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述基准点设定单元通过对与上述基准线交叉的上述体数据和规定阈值进行比较,对管腔脏器中的上述诊断对象部位的内表面设定上述基准点。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述 MPR 断面设定单元在上述基准点处设定相互正交的三个 MPR 断面。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述显示单元对上述虚拟内窥镜图像数据和上述 MPR 图像数据进行比较显示。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波诊断装置具备腔图像数据生成单元,该腔图像数据生成单元通过对上述体数据的体素值进行反转处理来生成腔图像数据,

上述显示单元对上述虚拟内窥镜图像数据、上述 MPR 图像数据以及上述腔图像数据进行比较显示。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波诊断装置具备 MPR 断面更新单元,上述 MPR 断面更新单元通过使附加于在上述显示单元上显示的上述虚拟内窥镜图像数据和上述 MPR 图像数据中的上述基准点移动,来更新上述 MPR 断面设定单元所设定的上述 MPR 断面的位置、方向。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述基准点设定单元与附加于在上述显示单元上显示的上述虚拟内窥镜图像数据和

上述 MPR 图像数据的任一数据中的基准点的移动联动地,来更新附加于其它图像数据的基准点的位置。

11. 一种医用图像显示装置,根据通过使用了超声波图像诊断装置的三维扫描收集到的体数据来进行虚拟内窥镜图像数据的生成和显示,上述医用图像显示装置的特征在于,具备:

保管上述体数据的体数据保管单元;

对上述体数据设定视点和视线方向的视点和视线方向设定单元;

根据上述视点和视线方向对上述体数据进行处理并生成虚拟内窥镜图像数据的虚拟内窥镜图像数据生成单元;

根据上述虚拟内窥镜图像数据对上述体数据的诊断对象部位设定基准点的基准点设定单元;

根据上述基准点对上述体数据设定至少一个 MPR 断面的 MPR 断面设定单元;

提取上述 MPR 断面中的上述体数据的体素来生成 MPR 图像数据的 MPR 图像数据生成单元;以及

显示上述虚拟内窥镜图像数据和上述 MPR 图像数据的显示单元。

12. 一种医用图像显示方法,根据通过使用了超声波图像诊断装置的三维扫描收集到的体数据来进行虚拟内窥镜图像数据的生成和显示,所述医用图像显示方法的特征在于,具备如下步骤:

保管上述体数据;

对上述体数据设定视点和视线方向;

根据上述视点和视线方向对上述体数据进行处理并生成虚拟内窥镜图像数据;

根据上述虚拟内窥镜图像数据对上述体数据的诊断对象部位设定基准点;

根据上述基准点对上述体数据设定至少一个 MPR 断面;

提取上述 MPR 断面中的上述体数据的体素来生成 MPR 图像数据;以及

显示上述虚拟内窥镜图像数据和上述 MPR 图像数据。

超声波诊断装置、医用图像显示装置以及医用图像显示方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置、医用图像显示装置以及医用图像显示方法，特别涉及根据通过针对被检体的三维扫描而收集到的三维数据（以下为体数据：volume data）进行虚拟内窥镜（fly-through）图像数据的生成和显示的超声波诊断装置、医用图像显示装置以及医用图像显示方法。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置将从设于超声波探头前端部的多个振动元件产生的超声波放射到被检体内，并通过上述振动元件接收由于被检体组织的声阻抗的差异而产生的反射波来收集生物体信息。超声波诊断装置通过仅使超声波探头接触被检体体表的简单操作就能够实时显示超声波图像数据。因此，超声波诊断装置广泛应用于各种脏器的形态诊断和功能诊断。

[0003] 近年来，通过使以一维方式排列有多个振动元件的超声波探头机械地移动的方法、或使用以二维方式排列有多个振动元件的超声波探头的方法，来对被检体的诊断对象部位进行三维扫描，并使用通过该三维扫描收集的体数据来生成三维图像数据和MPR(Multi-PlanarReconstruction：多断面重建)图像数据，由此，能够进行更高级的诊断和治疗。

[0004] 另外，近年来提出了这样的方法：在通过对被检体的三维扫描所得到的体数据的管腔脏器内虚拟地设定观察者的视点，将从该视点观察到的管腔脏器的内表面作为虚拟内窥镜图像数据（fly-through 图像数据）来进行观察（例如，日本特开 2005-110973 号公报）。

[0005] 根据上述方法，由于不将内窥镜镜体（scope）插入被检体内，而是根据从被检体外部收集到的体数据来生成内窥镜图像数据，因此，能够大幅降低检查时对被检体的侵害程度。另外，对于内窥镜镜体插入困难的细的消化道或血管等管腔脏器也能够任意地设定视点和视线方向。因此，对于内窥镜镜体插入困难的细的管腔脏器也能够容易地观察其内表面，在内窥镜检查中，能够安全且高效地进行以往不能进行的高精度的检查。

[0006] 然而，在以往提出的方法中，只能观察由内窥镜镜体收集的内窥镜图像数据和管腔脏器的表面状态。即，在以往方法中，不能观察管腔脏器内部的组织特性。因此，具有这样的问题点：在恶性肿瘤的患病期（stage）判定中，无法对重要的脏器壁内准确地掌握侵袭程度和转移程度。

发明内容

[0007] 为了解决上述缺陷，本发明提供能够根据从被检体收集到的体数据同时收集针对诊断对象部位的虚拟内窥镜图像数据（fly-through 图像数据）和MPR(Multi-PlanarReconstruction：多断面重建)图像数据的超声波诊断装置、医用图像显示装置以及医用

图像显示方法。

[0008] 本发明的超声波诊断装置根据通过对被检体的三维扫描收集到的体数据来生成虚拟内窥镜图像数据,所述超声波诊断装置的特征在于,具备:

[0009] 对上述体数据设定视点和视线方向的视点和视线方向设定单元;

[0010] 根据上述视点和视线方向对上述体数据进行处理,生成虚拟内窥镜图像数据的虚拟内窥镜图像数据生成单元;

[0011] 根据上述虚拟内窥镜图像数据对上述体数据的诊断对象部位设定基准点的基准点设定单元;

[0012] 根据上述基准点对上述体数据设定至少一个 MPR 断面的 MPR 断面设定单元;

[0013] 根据上述 MPR 断面中的上述体数据生成 MPR 图像数据的 MPR 图像数据生成单元;以及

[0014] 显示上述虚拟内窥镜图像数据和上述 MPR 图像数据的显示单元。

[0015] 本发明的医用图像显示装置根据通过使用了超声波图像诊断装置的三维扫描收集到的体数据来进行虚拟内窥镜图像数据的生成和显示,上述医用图像显示装置的特征在于,具备:

[0016] 保管上述体数据的体数据保管单元;

[0017] 对上述体数据设定视点和视线方向的视点和视线方向设定单元;

[0018] 根据上述视点和视线方向对上述体数据进行处理并生成虚拟内窥镜图像数据的虚拟内窥镜图像数据生成单元;

[0019] 根据上述虚拟内窥镜图像数据对上述体数据的诊断对象部位设定基准点的基准点设定单元;

[0020] 根据上述基准点对上述体数据设定一个或多个 MPR 断面的 MPR 断面设定单元;

[0021] 提取上述 MPR 断面中的上述体数据的体素来生成 MPR 图像数据的 MPR 图像数据生成单元;以及

[0022] 显示上述虚拟内窥镜图像数据和上述 MPR 图像数据的显示单元。

[0023] 本发明的医用图像显示方法根据通过使用了超声波图像诊断装置的三维扫描收集到的体数据来进行虚拟内窥镜图像数据的生成和显示,所述医用图像显示方法的特征在于,具备如下步骤:

[0024] 保管上述体数据;

[0025] 对上述体数据设定视点和视线方向;

[0026] 根据上述视点和视线方向对上述体数据进行处理并生成虚拟内窥镜图像数据;

[0027] 根据上述虚拟内窥镜图像数据对上述体数据的诊断对象部位设定基准点;

[0028] 根据上述基准点对上述体数据设定至少一个 MPR 断面;

[0029] 提取上述 MPR 断面中的上述体数据的体素来生成 MPR 图像数据;以及

[0030] 显示上述虚拟内窥镜图像数据和上述 MPR 图像数据。

[0031] 根据本发明,能够根据从被检体收集到的体数据,设定虚拟内窥镜图像上的诊断对象部位,并能够显示包含该点的 MPR 图像。因此,能够对管腔脏器等的诊断对象部位处的脏器表面与内部组织进行比较观察,能够大幅提高诊断精度和诊断效率。

附图说明

[0032] 附图结合在本说明书中并构成说明书的一部分,示出了本发明的不同实施方式和/或特征,并与说明书一起用于解释本发明的实施方式。在所有附图中尽可能地使用相同的附图标记来描述相同或相似的部件。

[0033] 图 1 是表示本发明的实施例中的超声波诊断装置的整体结构的框图。

[0034] 图 2 是表示图 1 所示的超声波诊断装置的收发部和接收信号处理部的结构的框图。

[0035] 图 3A 说明通过以二维方式排列于超声波探头的振动元件进行的三维扫描中的超声波的收发方向。

[0036] 图 3B 示出图 3A 的三维扫描中的投影到 $x-z$ 平面的收发方向。

[0037] 图 3C 示出图 3A 的三维扫描中的投影到 $y-z$ 平面的收发方向。

[0038] 图 4 是表示图 1 所示的超声波诊断装置所具备的体数据生成部的结构的框图。

[0039] 图 5 表示本发明的实施例中的体数据生成区域和设定于该体数据生成区域的内部的虚拟内窥镜图像数据生成区域。

[0040] 图 6 说明配置于本发明的实施例中的虚拟内窥镜图像数据的诊断对象部位处的标记。

[0041] 图 7 表示设定于本发明实施例的体数据上的基准线、以及该基准线与血管的诊断对象部位的内表面交叉的基准点。

[0042] 图 8 示出通过本发明实施例中的 MPR 断面设定部设定的 MPR 断面。

[0043] 图 9A 是在图 8 的 MPR 断面 P_{ma} 处生成的血管诊断对象部位的 MPR 图像数据 I_{ma} 。

[0044] 图 9B 是在图 8 的 MPR 断面 P_{mb} 处生成的血管诊断对象部位的 MPR 图像数据 I_{mb} 。

[0045] 图 9C 是表示从图 9B 所示的基准点 C_p 起相对于血管表面的法线方向的血管断面的、在 MPR 断面 P_{mb} 处生成的 MPR 图像数据 I_{mb} 的显示数据。

[0046] 图 9D 是所显示的虚拟内窥镜图像数据 I_{ve} 。

[0047] 图 10A 与图 9A 同样,是在 MPR 断面 P_{ma} 处生成的血管诊断对象部位的 MPR 图像数据 I_{ma} 。

[0048] 图 10B 是图 10B 的血管诊断对象部位的腔图像数据 I_{cv} 。

[0049] 图 10C 是表示从图 10B 所示的腔图像的基准点 C_p 起相对于血管表面的法线方向的血管断面的、在 MPR 断面 P_{mc} 处生成的 MPR 图像数据 I_{mc} 。

[0050] 图 10D 是所显示的虚拟内窥镜图像数据 I_{ve} 。

[0051] 图 11 是表示本发明的医用图像显示方法的实施例的流程图。

[0052] 图 12 是表示本发明的医用图像显示装置的实施例的结构的框图。

具体实施方式

[0053] 本发明的超声波诊断装置及医用图像显示方法首先相对于通过对被检体的三维区域的超声波收发而得到的体数据设定视点和视线方向(视野范围的中心方向)来生成虚拟内窥镜图像数据。通过在该虚拟内窥镜图像数据所示的管腔脏器的诊断对象部位(例如肿瘤等患病部位)配置标记来设定观测方向。接着,对生成虚拟内窥镜图像数据中使用的体数据的上述观测方向设定以视点为起点的基准线。通过比较与该基准线交叉的体数据的

体素值和体素检测的规定阈值,来对体数据设定由虚拟内窥镜图像数据所示的诊断对象部位的表面与基准线交叉的基准点。提取与在该基准点处至少一个切片断面(MPR 断面)对应的体数据的体素来生成 MPR 图像数据,并将这些 MPR 图像数据与虚拟内窥镜图像数据一起进行显示。

[0054] 在以下的实施例中,对这样的情况进行叙述:根据通过二维(2D)阵列超声波探头收集到的三维(3D)B 模式数据来生成体数据,并使用该体数据提取与在基准点处相互正交的三个切片断面(MPR 断面)对应的体数据的体素来生成多个 MPR 图像数据和虚拟内窥镜图像数据。当然,也可以通过使 1D 超声波探头机械地移动来生成体数据,还可以根据彩色多普勒数据等其它超声波数据来生成体数据。

[0055] 在图 1 中,超声波诊断装置 100 具备收发部 2、超声波探头 3、接收信号处理部 4、体数据生成部 5。

[0056] 收发部 2 将用于对被检体的规定方向发送超声波脉冲的驱动信号供给到超声波探头 3 的上述振动元件,且对从这些振动元件得到的多个通道的接收信号进行调相加法运算。超声波探头 3 具备多个振动元件,所述振动元件对被检体的三维区域发送超声波脉冲(发送超声波)并将从上述被检体得到的超声波反射波(接收超声波)转换成电信号(接收信号)。接收信号处理部 4 对经调相加法运算后的接收信号进行信号处理从而生成超声波数据(B 模式数据)。体数据生成部 5 使通过对被检体的三维扫描得到的超声波数据与超声波的收发方向对应地排列来生成体数据。

[0057] 超声波诊断装置 100 还具备虚拟内窥镜图像数据生成部 6、腔图像数据生成部 7、基准点设定部 8、MPR 断面设定部 9 以及 MPR 图像数据生成部 10。虚拟内窥镜图像数据生成部 6 根据后述的输入部 12 所设定的视点及视线方向的信息,对体数据进行绘制处理来生成虚拟内窥镜图像数据。腔图像数据生成部 7 通过对上述体数据的体素值进行反转处理(inversion)来生成显示血管等管腔脏器的管腔内的图像数据(以下称为“腔图像数据”)。基准点设定部 8 根据从输入部 12 供给的标记的位置信息对体数据的诊断对象部位设定基准点。MPR 断面设定部 9 在上述基准点处设定相互正交的三个 MPR 断面,进一步,根据从输入部 12 供给的更新指示信号更新上述 MPR 断面的位置、方向。MPR 图像数据生成部 10 提取与这些 MPR 断面对应的体数据的体素来生成 MPR 图像数据。

[0058] 超声波诊断装置 100 还具备显示部 11、输入部 12、扫描控制部 13 以及系统控制部 14。显示部 11 显示虚拟内窥镜图像数据、腔图像数据以及 MPR 图像数据。输入部 12 进行针对体数据的视点和视线方向的设定、针对虚拟内窥镜图像数据的诊断对象部位的标记的配置、MPR 断面的更新,还有各种指令信号的输入。扫描控制部 13 控制对被检体的三维区域的超声波收发。系统控制部 14 综合地控制超声波诊断装置 100 的各单元。

[0059] 超声波探头 3 在其前端部具有以二维方式排列的多个(M 个)振动元件(未图示)。使超声波探头 3 的前端部与被检体的体表接触来进行超声波的收发。振动元件在发送时将电脉冲(驱动信号)转换为超声波脉冲(发送超声波),在接收时将超声波反射波(接收超声波)转换为接收信号。多个(M 个)振动元件经由 M 根多芯缆线(未图示)与收发部 2 连接。在本实施例中,对使用了以二维方式排列有 M 个振动元件的扇形扫描用的超声波探头 3 的情况进行说明。当然,也可以使用与线性扫描对应的超声波探头或与凸面扫描对应的超声波探头。

[0060] 如图 2 所示,收发部 2 具备:对超声波探头 3 的振动元件供给驱动信号的发送部 21;以及对从振动元件得到的接收信号进行调相加法运算的接收部 22。发送部 21 具备速率脉冲发生器 211、发送延迟电路 212 以及驱动电路 213。速率脉冲发生器 211 生成确定发送超声波的重复周期的速率脉冲,供给到发送延迟电路 212。发送延迟电路 212 包含与发送所使用的 M_t 个振动元件数量相同的独立的延迟电路,对速率脉冲赋予用于将发送超声波聚束于规定深度的聚束用延迟时间和用于向规定方向 (θ_{xp} 、 θ_{yq}) 发送的偏向用延迟时间,并供给到驱动电路 213。驱动电路 213 具有与发送延迟电路 212 数量相同的独立的驱动电路,利用根据上述速率脉冲生成的驱动信号驱动从超声波探头 3 的以二维方式排列的 M 个振动元件中被选择为发送用的 M_t ($M_t \leq M$) 个振动元件,从而向被检体的体内放射发送超声波。

[0061] 接收部 22 具备:A/D 转换器 221,其与内置于超声波探头 3 的 M 个振动元件中被选择为接收用的 M_r ($M_r \leq M$) 个的振动元件对应;以及接收延迟电路 222 和加法器 223。从接收用振动元件供给的 M_r 通道的接收信号由 A/D 转换器 221 转换为数字信号并发送给接收延迟电路 222。

[0062] 接收延迟电路 222 对从 A/D 转换器 221 输出的 M_r 通道的接收信号分别赋予用于将来自规定深度的接收超声波聚束的聚束用延迟时间和用于对规定方向 (θ_{xp} 、 θ_{yq}) 设定接收方向性的偏向用延迟时间。加法器 223 对来自接收延迟电路 222 的接收信号进行加法运算。即,通过接收延迟电路 222 和加法器 223 对从规定方向得到的接收信号进行调相加法运算。并且,接收部 22 的接收延迟电路 222 和加法器 223 能够根据其延迟时间的控制进行同时形成相对于多个方向的接收方向性的并列同时接收。通过应用并列同时接收法,能够大幅缩短三维扫描所需的时间。另外,上述收发部 2 所具备的发送部 21 和接收部 22 的一部分也可以设置于超声波探头 3 的内部。

[0063] 图 3A-图 3C 示出以超声波探头 3 的中心轴为 z 轴的直角坐标系 [x 、 y 、 z] 中的超声波收发方向 (θ_{xp} 、 θ_{yq})。如图 3A 所示,振动元件 31 以二维方式排列在 x 轴方向和 y 轴方向。图 3B、3C 的角度 θ_{xp} 和 θ_{yq} 分别表示投影到 x - z 平面和 y - z 平面上的超声波收发方向相对于 z 轴的角度。根据从图 1 所示的扫描控制部 13 供给的扫描控制信号来控制发送部 21 的发送延迟电路 212 中的延迟时间和接收部 22 的接收延迟电路 222 中的延迟时间,并对包括被检体的诊断对象部位的三维区域依次进行超声波收发。

[0064] 图 2 的接收信号处理部 4 具有这样的功能,通过对从接收部 22 的加法器 223 输出的经调相加法运算后的接收信号进行信号处理来生成作为超声波数据的 B 模式数据,该接收信号处理部 4 具备:对接收信号进行包络线检波的包络线检波器 41;以及对经包络线检波后的接收信号进行对数转换的对数转换器 42。包络线检波器 41 和对数转换器 42 也可以更换顺序来构成。

[0065] 图 4 说明图 1 所示的体数据生成部 5 的结构。体数据生成部 5 具备超声波数据存储部 51、插值处理部 52 以及体数据存储部 53。另外,也可以省略插值处理部 52。接收信号处理部 4 根据由对被检体的三维扫描得到的接收信号而生成多个超声波数据,将从系统控制部 14 供给的超声波收发方向 (θ_{xp} 、 θ_{yq}) 的信息作为附带信息依次保存在超声波数据存储部 51 中。插值处理部 52 通过使从超声波数据存储部 51 读出的多个超声波数据与超声波收发方向 (θ_{xp} 、 θ_{yq}) 对应地排列来形成三维超声波数据,进一步,对构成该三维超

声波数据的间隔不等的体素进行插值处理来生成由各向同性的体素构成的体数据。另外,也可以不进行上述插值处理,直接生成体数据。所得到的体数据被保存在体数据存储部 53 中。

[0066] 返回图 1,虚拟内窥镜图像数据生成部 6 具备运算电路和存储电路(都未图示)。在存储电路中预先保管有用于使用体数据来生成虚拟内窥镜图像数据的运算处理程序。运算电路读出保存在体数据生成部 5 的体数据存储部 53 中的体数据和保管在自身的存储电路中运算处理程序,并根据从输入部 12 经由系统控制部 14 供给的视点和视线方向的信息对上述体数据进行绘制处理来生成虚拟内窥镜图像数据。

[0067] 图 5 示出了由体数据生成部 5 生成的体数据的生成区域 R_v 和设定于该体数据生成区域 R_v 的内部的虚拟内窥镜图像数据的生成区域 R_f 。例如,在由体数据生成部 5 生成的该被检体的体数据中的管腔脏器的管腔内,设定视点 P_s 和以该视点 P_s 为起点的视线方向 D_s 。另外,设定以视线方向 D_s 为中心的 x' 方向的视野范围 $\phi x'm$ 以及 y' 方向的视野范围 $\phi y'm$ 。虚拟内窥镜图像数据生成部 6 的运算电路提取设定于体数据生成区域 R_v 的视野范围 $\phi x'm$ 以及 $\phi y'm$ 中所包含的虚拟内窥镜图像数据生成区域 R_f 的体数据,根据视点 P_s 和视线方向 D_s 对所得到的体数据进行绘制处理,生成虚拟内窥镜图像数据。

[0068] 另外,以形成虚拟内窥镜图像数据生成区域 R_f 的视线方向 D_s 为 z' 轴的直角坐标系 $[x', y', z']$ 相对于形成体数据生成区域 R_v 的直角坐标系 $[x, y, z]$ 可以任意地设定。上述的视点 P_s 和视线方向 D_s 的设定也可以在使用体数据生成区域 R_v 的体数据生成的 MPR 图像数据的观测下进行。也可以依次更新对该体数据暂定地配置的视点 P_s 和视线方向 D_s 的位置、方向,并通过观测此时得到的虚拟内窥镜图像数据,从而设定合适的视点 P_s 和视线方向 D_s 。

[0069] 图 1 所示的腔图像数据生成部 7 通过对体数据生成部 5 生成的体数据实施规定处理来生成显示超声波反射波的振幅极小的管腔脏器的管腔内的三维腔图像数据。具体而言,对使体素值的大小关系反转处理后的体数据进行绘制处理。

[0070] 图 1 所示的基准点设定部 8 经由系统控制部 14 接收通过输入部 12 对显示于显示部 11 的虚拟内窥镜图像数据的诊断对象部位配置标记而被设定的观测方向的信息,并对虚拟内窥镜图像数据的生成中使用的体数据的上述观测方向设定以上述视点为起点的基准线。

[0071] 通过对与该基准线交叉的体数据的体素值和体素检测的规定阈值 α 进行比较,从而对体数据设定由虚拟内窥镜图像数据所示的管腔脏器的诊断对象部位处的内表面与上述基准线交叉的基准点。在该情况下,从管腔脏器的内表面得到的超声波反射波的振幅通常比从其它部位得到的超声波反射波的振幅大,因此,通过测量沿着基准线存在的体数据的体素值,可以设定表示基准线和管腔脏器的内表面的交点的基准点。

[0072] 使用图 6 对虚拟内窥镜图像数据的诊断对象部位的标记配置进行说明。图 6 示出由以视线方向 D_s 为中心的 x' 方向的视野范围 $\phi x'm$ 以及 y' 方向的视野方向 $\phi y'm$ 所包围的虚拟内窥镜图像数据生成区域 R_f (参照图 5)的虚拟内窥镜图像数据 I_{ve} 、和在该虚拟内窥镜图像数据 I_{ve} 的观测方向 $(\phi x'o, \phi y'o)$ 所示的输入部 12 对未图示的诊断对象部位配置的标记 M_k 。虚拟内窥镜图像数据 I_{ve} 的 $(\phi x', \phi y')$ 中的像素是根据沿着观测方向 $(\phi x', \phi y')$ 存在的体数据的体素来形成,其横轴与 $\phi x'$ 对应,纵轴与 $\phi y'$ 对应。

[0073] 图 7 示出对虚拟内窥镜图像数据生成区域 R_f 的体数据设定的观测方向 ($\phi x' o$ 、 $\phi y' o$) 的基准线 G_p 、和基准线 G_p 与管腔脏器内表面 S_i 交叉的基准点 C_p 。如图 7 所示,为了得到管腔脏器的虚拟内窥镜图像数据,在由管腔脏器内表面 S_i 包围的管腔内设定视点 P_s ,对于观测方向 ($\phi x' o$ 、 $\phi y' o$) 设定以该视点 P_s 为起点的基准线 G_p 。

[0074] 返回图 1,MPR 断面设定部 9 在上述基准点 C_p 处设定相互正交的三个 MPR 断面。另外,根据从输入部 12 供给的更新指示信号来更新上述 MPR 断面的位置、方向。图 8 示出由 MPR 断面设定部 9 设定的 MPR 断面。例如,设定基于图 5 所示的虚拟内窥镜图像数据生成区域 R_f 的直角坐标系 [x' 、 y' 、 z'] 的三个 MPR 断面。即,如图 8 所示,分别设定包括由基准点设定部 8 设定的基准点 C_p 的与 $x'-z'$ 平面平行的 MPR 断面 P_{ma} 、与 $y'-z'$ 平面平行的 MPR 断面 P_{mb} 以及与 $x'-y'$ 平面平行的 MPR 断面 P_{mc} 。而且,在从输入部 12 经由系统控制部 14 供给了更新指示信号的情况下,相互正交的这些 MPR 断面在维持相对的位置关系的状态下向期望的位置和方向更新。

[0075] MPR 图像数据生成部 10(图 1)读出保存在体数据生成部 5 的体数据存储部 53 中的体数据并对该体数据设定上述 MPR 断面 P_{ma} 至 P_{mc} ,生成三个 MPR 图像数据 I_{ma} 至 I_{mc} 。具体而言,根据分别与 MPR 断面 P_{ma} 至 P_{mc} 对应的体数据生成 MPR 图像数据 I_{ma} 至 I_{mc} 。

[0076] 显示部 11 具备显示数据生成部、数据转换部以及监视器(都未图示)。显示部 11 的显示数据生成部根据从输入部 12 供给的显示数据选择信号从在虚拟内窥镜图像数据生成部 6 中生成的虚拟内窥镜图像数据 I_{ve} 、在 MPR 图像数据生成部 10 中生成的 MPR 图像数据 P_{ma} 至 P_{mc} 、以及在腔图像数据生成部 7 中生成的腔图像数据中选择期望的图像数据,生成对该图像数据附加了被检体信息等附带信息的显示数据。显示部 11 的数据转换部对由上述显示数据生成部生成的显示数据进行显示格式转换、D/A 转换等转换处理后将其显示于监视器上。

[0077] 图 9A-9D 和图 10A-10D 表示显示于显示部 11 的监视器上的显示数据的具体例子。图 9A 表示在图 8 的 MPR 断面 P_{ma} 处生成的 MPR 图像数据 I_{ma} 的显示数据。图 9B 表示在 MPR 断面 P_{mb} 处生成的 MPR 图像数据 I_{mb} 的显示数据。图 9C 表示在图 8 的 MPR 断面 P_{mc} 处生成的 MPR 图像数据 I_{mc} 的显示数据,表示从图 9B 所示的基准点 C_p 相对于血管表面的法线(N.L.)方向的血管断面。图 9D 表示虚拟内窥镜图像数据 I_{ve} 显示数据。

[0078] 在各 MPR 断面 P_{ma} 、 P_{mb} 、 P_{mc} 处收集到的 MPR 图像数据 I_{ma} 、 I_{mb} 、 I_{mc} 中示出表示管腔脏器(血管) O_v 的诊断对象部位处的内表面与观测方向 ($\phi x' o$ 、 $\phi y' o$) 的基准线的交点的基准点 C_p 和包含该基准点 C_p 的其它 MPR 断面。例如,在 MPR 断面 P_{ma} 处收集到的 MPR 图像数据 I_{ma} 中,作为显示数据示出了基准点 C_p 和包含该基准点 C_p 的其它 MPR 断面 P_{mb} 、 P_{mc} 。在虚拟内窥镜图像数据 I_{ve} 中示出基准点 C_p 。

[0079] 在使用输入部 12 所具备的输入设备使上述图像数据 I_{ma} 、 I_{mb} 、 I_{mc} 以及 I_{ve} 中的任一数据所示的基准点 C_p 向期望的方向移动的情况下,与该基准点 C_p 的移动联动地,其它图像数据所示的基准点 C_p 也移动,进而设定包含移动后的基准点 C_p 的三个 MPR 断面。图 9A 至图 9C 所示的 MPR 图像数据 I_{ma} 至 I_{mc} 通过在新设定的上述 MPR 断面处生成的 MPR 图像数据来更新。

[0080] 图 10 与图 9 同样,示出在 MPR 断面 P_{ma} 处生成的 MPR 图像数据 I_{ma} (图 10A)和在 MPR 断面 P_{mc} 处生成的 MPR 图像数据 I_{mc} (图 10C)以及虚拟内窥镜图像数据 I_{ve} (图 10D)和

在腔图像数据生成部 7 中生成的腔图像数据 I_{cv} (图 10B) 的显示数据。图 10C 是从图 10B 所示的腔图像内的基准点 C_p 相对于血管表面的法线 (N. L.) 方向的血管断面。对腔图像数据 I_{cv} 也附加表示管腔脏器 O_v 的诊断对象部位处的内表面与观测方向 ($\phi_{x'0}$ 、 $\phi_{y'0}$) 的基准线的交点的基准点 C_p 。在使任一基准点 C_p 向期望的方向移动的情况下, 与该基准点 C_p 的移动联动地, 其它图像数据所示的基准点 C_p 也移动, 图 10A 和图 10C 所示的 MPR 图像数据 I_{ma} 和 I_{mc} 通过在包含移动后的基准点 C_p 的 MPR 断面处新生成的 MPR 图像数据来更新。

[0081] 输入部 12 在操作面板上具备显示面板或键盘、轨迹球、鼠标、选择按钮、输入按钮等输入设备。输入部 12 还具有对体数据设定视点和视线方向的视点和视线方向设定部 121; 对虚拟内窥镜图像数据的诊断对象部位配置标记的标记配置部 122 以及更新 MPR 断面的位置、方向的 MPR 断面更新部 123。使用上述显示面板或输入设备进行被检体信息的输入、体数据生成条件的设定、虚拟内窥镜图像数据生成条件的设定、MPR 图像数据生成条件的设定、显示数据的选择、阈值 α 的设定、视野范围 $\phi_{x'm}$ 和 $\phi_{y'm}$ 的设定、各种指令信号的输入。

[0082] 扫描控制部 13 对发送部 21 的发送延迟电路 212 和接收部 22 的接收延迟电路 222 进行延迟时间控制, 该延迟时间控制用于对被检体的三维区域依次进行超声波的收发。系统控制部 14 具备 CPU 和存储电路 (都未图示)。在系统控制部 14 的存储电路中保存在输入部 12 中输入 / 设定 / 选择的上述各种信息。系统控制部 14 的 CPU 根据上述各种信息综合地控制超声波图像诊断装置 100 的各单元, 进行虚拟内窥镜图像数据、腔图像数据以及 MPR 图像数据的生成和显示。代替 CPU, 也可以使用 GPU、ASIC 等。

[0083] 使用图 11 的流程图, 对本发明的医用图像显示方法的实施例进行说明。超声波诊断装置 100 的操作者在对被检体进行超声波检查之前, 在输入部 12 中进行被检体信息的输入、体数据生成条件的设定、虚拟内窥镜图像数据生成条件的设定、MPR 图像数据生成条件的设定、阈值 α 的设定、视野范围 $\phi_{x'm}$ 和 $\phi_{y'm}$ 的设定以及显示数据的选择, 然后, 进行将超声波探头 3 配置于被检体体表面的适合位置的初始设定 (图 11、步骤 S1)。在实施例中, 关于利用图 9 的显示格式对根据显示数据的选择信号选择的虚拟内窥镜图像数据和 MPR 图像数据进行合成来生成显示数据的情况进行描述。另外, 不限于此, 例如也可以如图 10 所示, 对虚拟内窥镜图像数据、腔图像数据以及 MPR 图像数据进行合成来生成显示数据。

[0084] 当初始设定结束时, 操作者在输入部 12 中输入检查开始指令 (图 11 的步骤 S2)。通过该指令信号被供给到系统控制部 14, 由此, 开始对被检体的三维区域收集体数据。即, 图 2 所示的发送部 21 的速率脉冲发生器 211 对从系统控制部 14 供给的基准信号进行分频, 生成速率脉冲, 供给到发送延迟电路 212。发送延迟电路 212 对上述速率脉冲赋予用于将超声波聚束于规定深度的聚束用延迟时间和用于向最初的收发方向 (θ_{x1} 、 θ_{y1}) 发送超声波的偏向用延迟时间, 并将该速率脉冲供给到 M_t 通道的驱动电路 213。接着, 驱动电路 213 根据从发送延迟电路 212 供给的速率脉冲生成驱动信号, 并将该驱动信号供给到超声波探头 3 中的 M_t 个发送用振动元件, 对被检体内放射发送超声波。

[0085] 放射的发送超声波的一部分在声阻抗不同的被检体的脏器界面或组织处发生反射, 被设置于超声波探头 3 的 M_r 个接收用振动元件所接收, 并转换为 M_r 通道的电接收信号。接收信号在接收部 22 的 A/D 转换器 221 中被转换为数字信号, 进一步, 在 M_r 通道的接

收延迟电路 222 中被赋予了用于对来自规定深度的接收超声波进行聚束的聚束用延迟时间和用于对来自收发方向 (θ_{x1} 、 θ_{y1}) 的接收超声波设定强的接收方向性的偏向用延迟时间,之后,利用加法器 223 进行调相加法运算。

[0086] 被供给了经调相加法运算后的接收信号的接收信号处理部 4 的包络线检波器 41 和对数转换器 42 对该接收信号进行包络线检波和对数转换,生成作为超声波数据的 B 模式数据,并将收发方向 (θ_{x1} 、 θ_{y1}) 作为附带信息保存在体数据生成部 5 的超声波数据存储部 51 中。如果收发方向 (θ_{x1} 、 θ_{y1}) 上的超声波数据的生成和保存结束了,则系统控制部 14 对发送部 21 的发送延迟电路 212 和接收部 22 的接收延迟电路 222 中的延迟时间进行控制,对于在 θ_x 方向按照每次 $\Delta \theta_x$ 、在 θ_y 方向按照每次 $\Delta \theta_y$ 依次更新的各个收发方向 (θ_{xp} 、 θ_{yq}) ($\theta_{xp} = \theta_{x1} + (p-1) \Delta \theta_x$ ($p = 1 \sim P$)、 $\theta_{yq} = \theta_{y1} + (q-1) \Delta \theta_y$ ($q = 1 \sim Q$),其中,除了收发方向 (θ_{x1} 、 θ_{y1}) 之外),按照同样的过程收发超声波来进行三维扫描。在这些收发方向上得到的超声波数据也将上述收发方向作为附带信息保存在超声波数据存储部 51 中。

[0087] 体数据生成部 5 通过使从超声波数据存储部 51 读出的多个超声波数据与收发方向 (θ_{xp} 、 θ_{yq}) ($\theta_{xp} = \theta_{x1} + (p-1) \Delta \theta_x$ ($p = 1 \sim P$)、 $\theta_{yq} = \theta_{y1} + (q-1) \Delta \theta_y$ ($q = 1 \sim Q$)) 对应地排列,从而生成三维超声波数据。将生成的体数据保存在体数据存储部 53 中(图 11、步骤 S3)。

[0088] 接着,操作者在输入部 12 中对上述体数据设定暂定的视点和视线方向(图 11、步骤 S4)。虚拟内窥镜图像数据生成部 6 根据从输入部 12 经由系统控制部 14 供给的视点和视线方向的信息对从体数据生成部 5 的体数据存储部 53 读出的体数据进行绘制处理,生成虚拟内窥镜(fly-through)图像数据(图 1、步骤 S5)。在显示于显示部 11 的监视器上的虚拟内窥镜图像数据的观测下重新设定适于诊断对象部位的诊断的视点和视线方向。

[0089] 如果对诊断对象部位收集了良好的虚拟内窥镜图像数据,则操作者使用输入部 12 的输入设备,对显示于显示部 11 的虚拟内窥镜图像数据的诊断对象部位配置标记(图 11、步骤 S6)。

[0090] 基准点设定部 8 根据通过对虚拟内窥镜图像数据配置标记而设定的相对于诊断对象部位的观测方向的信息,对上述虚拟内窥镜图像数据的生成中使用的体数据的上述观测方向设定以上述视点为起点的基准线。另外,通过对与该基准线交叉的体数据的体素值和体素检测的规定阈值 α 进行比较,来对体数据设定由虚拟内窥镜图像数据所示的管腔脏器的诊断对象部位处的内表面与上述基准线交叉的基准点(图 11、步骤 S7)。

[0091] 接着,MPR 断面设定部 9 在上述基准点处设定相互正交的三个 MPR 断面(图 11 的步骤 S8)。MPR 图像数据生成部 10 对从体数据生成部 5 的体数据存储部 53 读出的体数据设定上述 MPR 断面。提取与这些 MPR 断面对应的三维超声波数据来生成二维 MPR 图像数据(图 11、步骤 S9)。

[0092] 如果 MPR 图像数据的生成结束,则显示部 11 将在虚拟内窥镜图像数据生成部 6 中生成的虚拟内窥镜图像数据和在 MPR 图像数据生成部 10 中生成的三个 MPR 图像数据进行合成,进一步,将附加被检体信息等的附带信息而生成的显示数据显示于自身的监视器上(图 11、步骤 S10)。

[0093] 另外,当要在不同的视野范围、MPR 断面等中观测上述各种图像数据的情况下,再

次进行这些设定后,通过与上述同样的过程反复进行虚拟内窥镜图像数据、MPR 图像数据的生成和显示。例如,使用输入部 12 的输入设备使附加于显示在显示部 11 的监视器上的 MPR 图像数据的基准点移动,从而能够生成期望的 MPR 断面中的 MPR 图像数据。

[0094] 根据以上描述的本发明,能够根据从被检体收集到的体数据同时收集针对诊断对象部位的虚拟内窥镜图像数据和多个 MPR 图像数据。因此,能够对管腔脏器等的诊断对象部位处的脏器表面与内部组织进行比较观察,能够大幅提高诊断精度和诊断效率。特别地,通过虚拟内窥镜图像数据对脏器表面的状态进行观察,由此,也能够容易地对内窥镜镜体插入困难的细的管腔脏器的内表面进行观察,另外,由于使用配置于被检体的体外的超声波探头收集虚拟内窥镜图像数据的生成中所使用的体数据,因此,检查时对被检体的侵害程度极小。

[0095] 另一方面,生成上述 MPR 图像数据的 MPR 断面在设定于体数据的诊断对象部位的基准点处形成,伴随操作者对上述基准点的更新,MPR 断面的位置、方向也自动被更新,因此,能够始终对期望的虚拟内窥镜图像和 MPR 图像进行比较观察。特别地,通过在上述基准点处设定相互正交的三个 MPR 断面,从而能够高效地收集对该诊断对象部位的诊断有效的内部组织的详细信息。

[0096] 根据本发明,通过将强调显示管腔脏器的管腔内的腔图像数据与虚拟内窥镜图像数据或 MPR 图像数据进行比较显示,从而能够掌握诊断对象部位相对于管腔脏器的准确的位置关系。

[0097] 使用图 12 对本发明的医用图像显示装置的实施例进行说明。该医用图像显示装置对由超声波诊断装置收集到的被检体的体数据设定视点和视线方向,生成虚拟内窥镜图像数据,并且通过该虚拟内窥镜图像数据所示的管腔脏器的诊断对象部位配置标记来设定观测方向。接着,对虚拟内窥镜图像数据的生成中使用的体数据的上述观测方向设定以视点为起点的基准线。通过对与该基准线交叉的体数据和规定阈值进行比较,来对体数据设定由虚拟内窥镜图像数据所示的诊断对象部位的表面与基准线交叉的基准点。提取与在该基准点处相互正交的三个 MPR 断面对应的体数据来生成多个 MPR 图像数据,并将这些 MPR 图像数据与虚拟内窥镜图像数据一起进行显示。

[0098] 图 12 表示本实施例中的医用图像显示装置 200 的整体结构。另外,具有与图 1 所示的超声波诊断装置 100 的实施例中的单元相同的结构和功能的单元赋予相同的标号并省略详细的说明。

[0099] 医用图像显示装置 200 具备体数据保管部 15、虚拟内窥镜图像数据生成部 6、腔图像数据生成部 7、基准点设定部 8、MPR 断面设定部 9 以及 MPR 图像数据生成部 10。体数据保管部 15 由另行设置的超声波诊断装置收集,并保管经由网络或存储介质供给的被检体的体数据。虚拟内窥镜图像数据生成部 6 根据输入部 12a 所设定的视点和视线方向的信息对上述体数据进行绘制处理,生成虚拟内窥镜图像数据。腔图像数据生成部 7 对体数据的体素值进行反转处理,由此生成腔图像数据。基准点设定部 8 根据从输入部 12a 供给的标记的位置信息,对体数据的诊断对象部位设定基准点。MPR 断面设定部 9 在上述基准点处设定相互正交的三个 MPR 断面,进一步,根据从输入部 12a 供给的更新指示信号来更新上述 MPR 断面的位置、方向。MPR 图像数据生成部 10 提取与这些 MPR 断面对应的体数据的体素来生成 MPR 图像数据。

[0100] 医用图像显示装置 200 还具备显示部 11、输入部 12a 以及系统控制部 14a。显示部 11 显示虚拟内窥镜图像数据、腔图像数据以及 MPR 图像数据。输入部 12a 进行对体数据的视点和视线方向的设定、对虚拟内窥镜图像数据的诊断对象部位的标记的配置、MPR 断面的更新以及各种指令信号的输入等。系统控制部 14a 综合地控制医用图像显示装置 200 的各单元。

[0101] 输入部 12a 在操作面板上具备显示面板或键盘、轨迹球、鼠标、选择按钮、输入按钮等输入设备。输入部 12a 具有对体数据设定视点和视线方向的视点和视线方向设定部 121、对虚拟内窥镜图像数据的诊断对象部位配置标记的标记配置部 122 以及更新 MPR 断面的位置、方向的 MPR 断面更新部 123。另外,使用上述显示面板或输入设备,进行被检体信息的输入、虚拟内窥镜图像数据生成条件的设定、MPR 图像数据生成条件的设定、显示数据的选择、阈值 α 的设定、视野范围 $\phi x'm$ 和 $\phi y'm$ 的设定、各种指令信号的输入等。

[0102] 系统控制部 14a 根据在输入部 12a 中输入 / 设定 / 选择的各種信息,对医用图像显示装置 200 的各单元综合地进行控制,并进行虚拟内窥镜图像数据、腔图像数据以及 MPR 图像数据的生成和显示。本实施例中的各种图像数据的生成 / 显示过程与图 11 所示的图像数据的生成 / 显示过程中的步骤 S4 至 S10 相同。

[0103] 根据以上描述的本发明的医用图像显示装置,与超声波诊断装置的实施例同样地能够根据从被检体收集到的体数据同时收集针对诊断对象部位的虚拟内窥镜图像数据和多个 MPR 图像数据。因此,能够对管腔脏器等的诊断对象部位处的脏器表面与内部组织进行比较观察,能够大幅提高诊断精度和诊断效率。

[0104] 上述 MPR 图像在设定于体数据的诊断对象部位的基准点处被形成,伴随操作者对上述基准点的更新,MPR 断面的位置、方向也自动更新。因此,能够始终对期望的虚拟内窥镜图像数据和 MPR 图像数据进行比较观察。特别地,通过在基准点处设定相互正交的三个 MPR 断面,从而能够高效地收集对诊断对象部位的诊断有效的内部组织的详细信息。另外,通过将强调显示管腔脏器的管腔内的腔图像数据与虚拟内窥镜图像数据、MPR 图像数据进行比较显示,从而能够掌握诊断对象部位相对于管腔脏器的准确的位置关系。

[0105] 本发明的医用图像显示装置能够使用从另行设置的医用图像诊断装置经由网络等供给的体数据进行各种图像数据的生成和显示。因此,操作者不会受到时间和场所的制约,能够高效地对该被检体进行诊断。

[0106] 在上述实施例中,对在消化道和血管等管腔脏器的管腔内设定视点来生成虚拟内窥镜图像数据的情况进行了描述,但本发明的诊断对象部位不限于管腔脏器。例如,也可以根据通过在腹腔内设定视点而收集的虚拟内窥镜图像数据和 MPR 图像数据对肝脏肿瘤等进行检查。

[0107] 在上述实施例中,对在设定于体数据的诊断对象部位的基准点处形成相互正交的三个 MPR 断面 Pma 至 Pmc、并在这些 MPR 断面上分别生成 MPR 图像数据 Ima 至 Imc 的情况进行了描述,但 MPR 断面数不限于三个。另外,对将强调显示管腔脏器的管腔内的腔图像数据与虚拟内窥镜图像数据以及 MPR 图像数据一起进行显示的情况进行了描述,但也可以是比较显示虚拟内窥镜图像数据和 MPR 图像数据。

[0108] 在超声波诊断装置的实施例中,对下述的情况进行了描述:根据通过以二维方式排列多个振动元件的所谓二维阵列超声波探头收集到的三维 B 模式数据来生成体数据,并

使用该体数据生成虚拟内窥镜图像数据和 MPR 图像数据。如上所述,也可以代替二维阵列超声波探头,通过使以一维方式排列振动元件的超声波探头机械地移动来生成体数据。还可以根据彩色多普勒数据等其它超声波数据来生成体数据。

[0109] 在虚拟内窥镜图像数据和 MPR 图像数据的生成和显示时,这些图像数据的尺寸、位置及方向不适当的情况下,输入部 12(12a) 也可以通过直角坐标系 $[x', y', z']$ 、MPR 断面的旋转或视野角度 $\phi_{x'm}$ 和 $\phi_{y'm}$ 的更新等来重新生成期望的虚拟内窥镜图像数据和 MPR 图像数据。

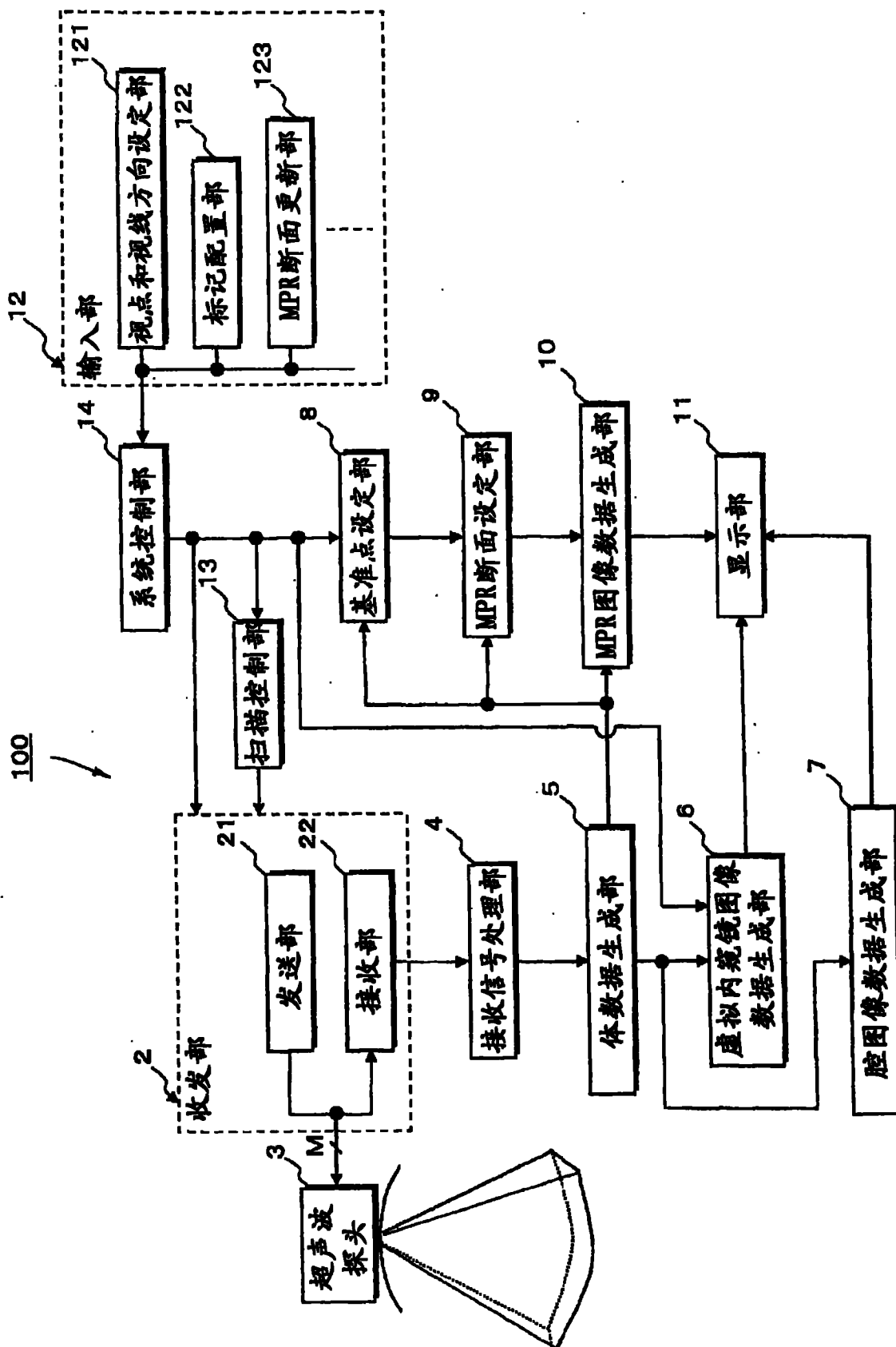


图 1

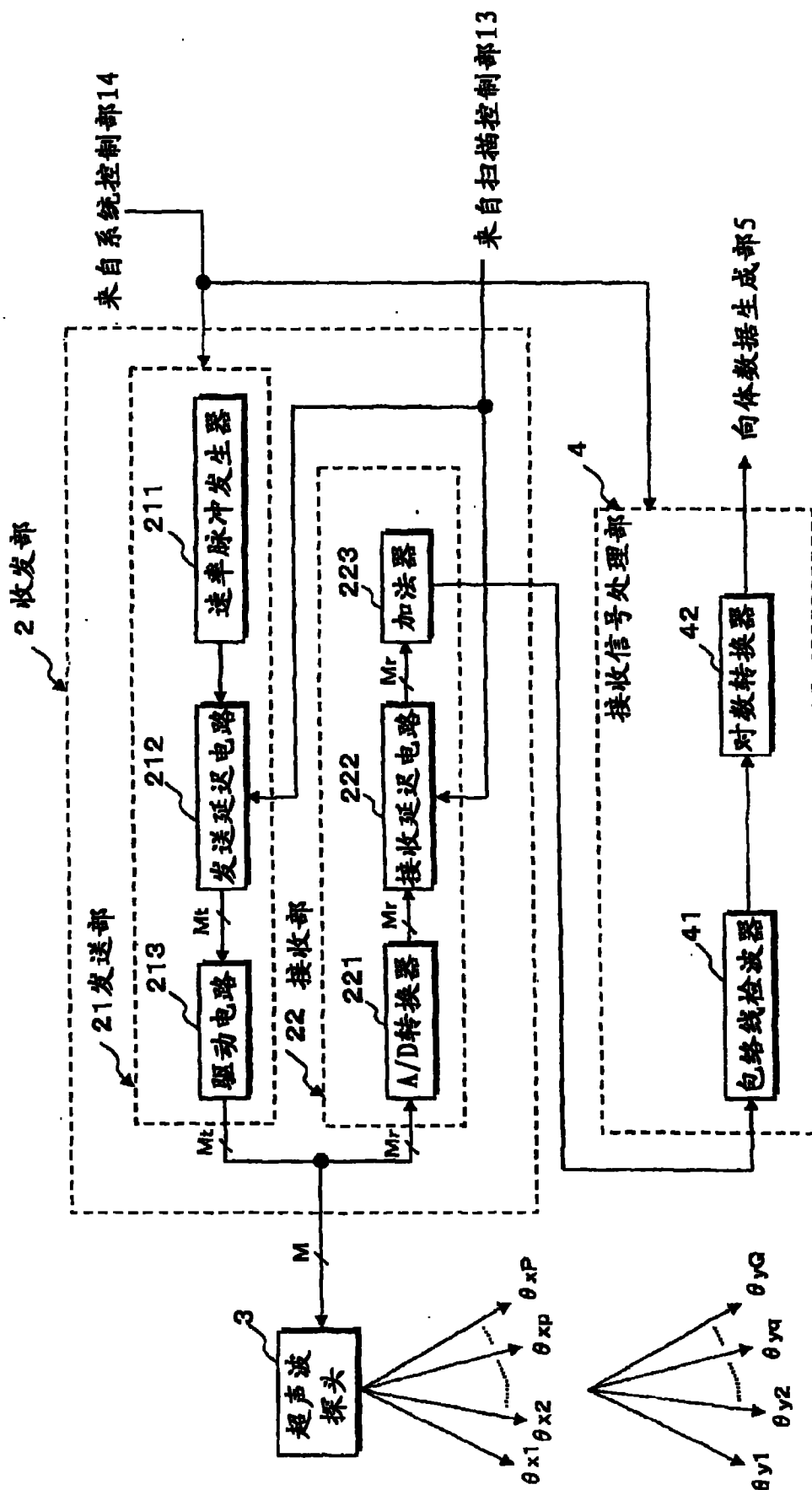


图 2

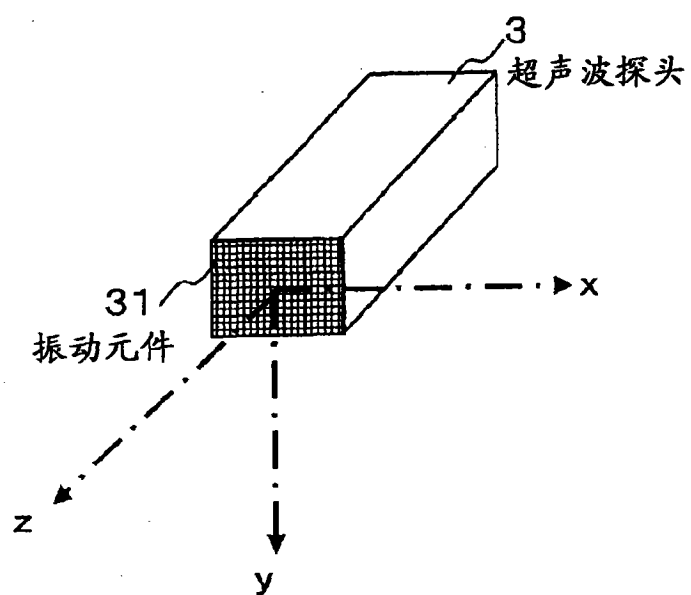


图 3A

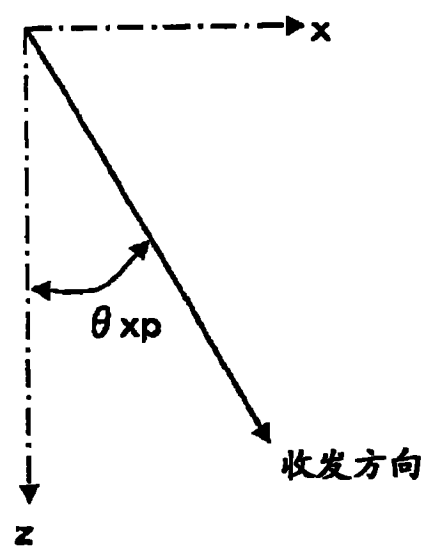


图 3B

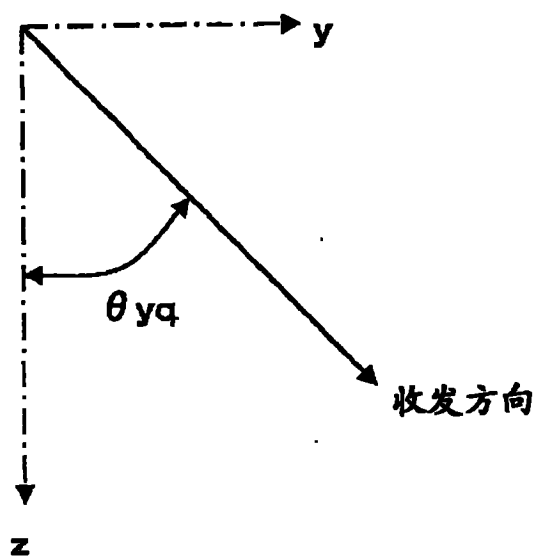


图 3C

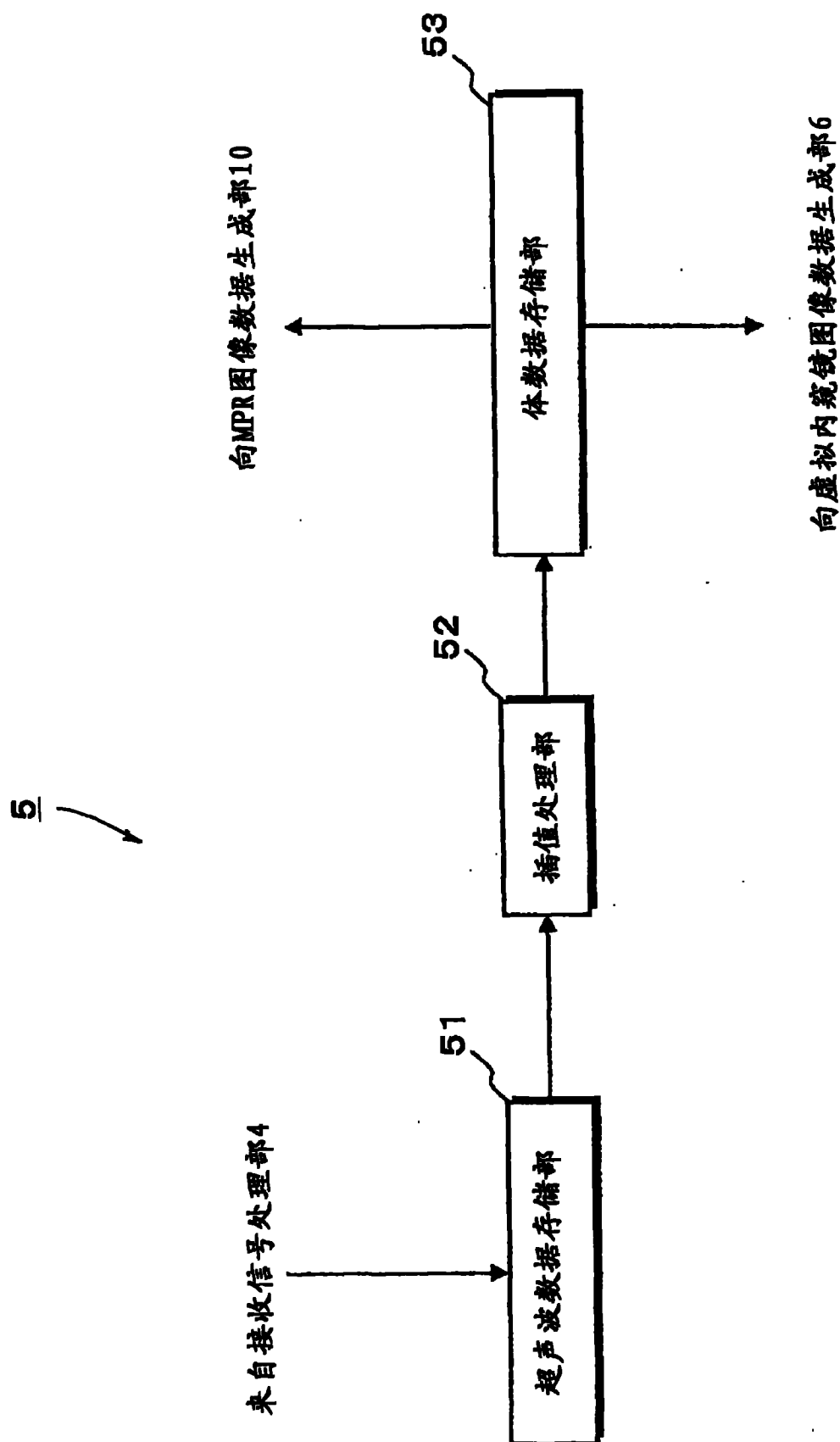


图 4

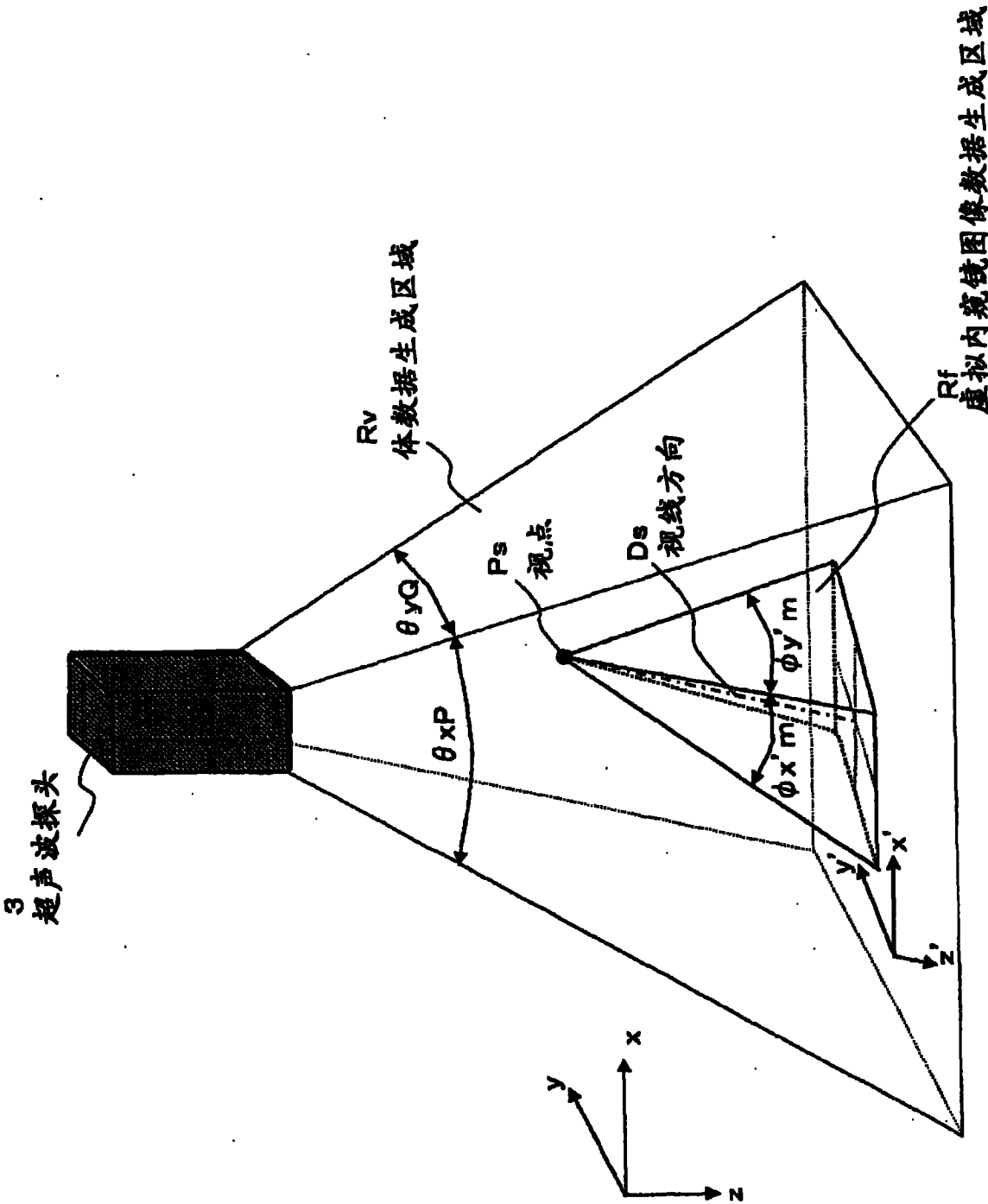


图 5

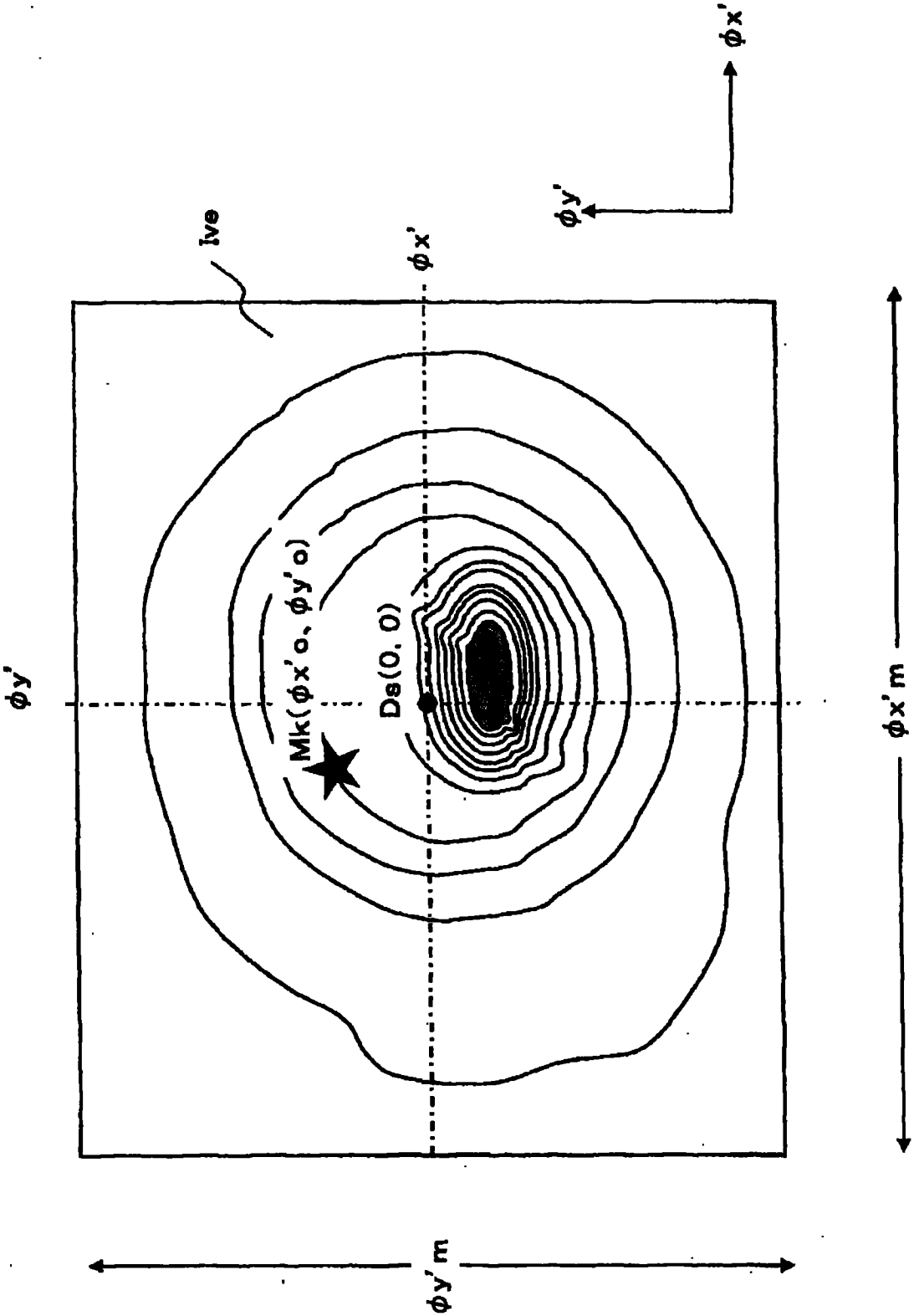


图 6

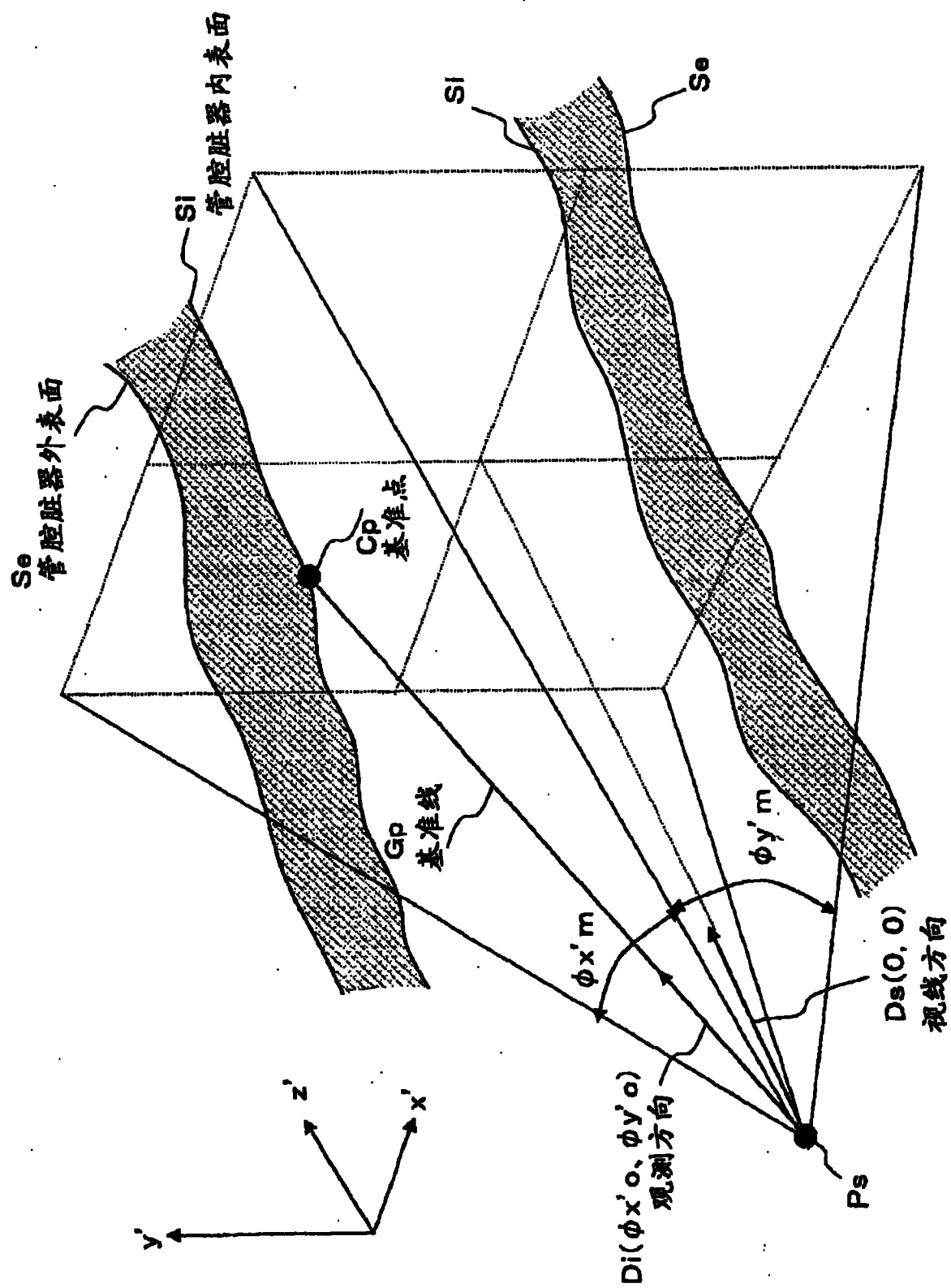


图 7

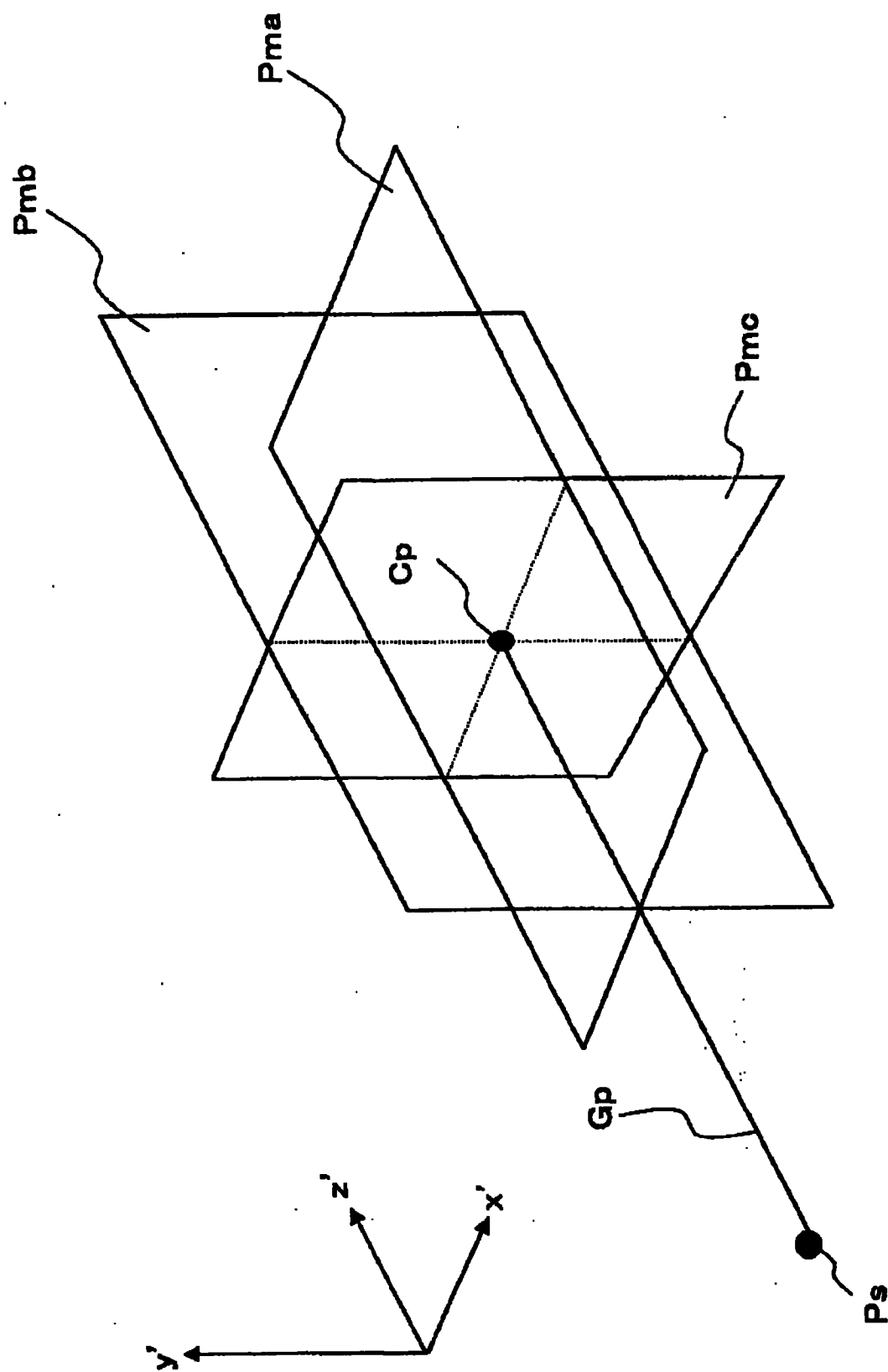


图 8

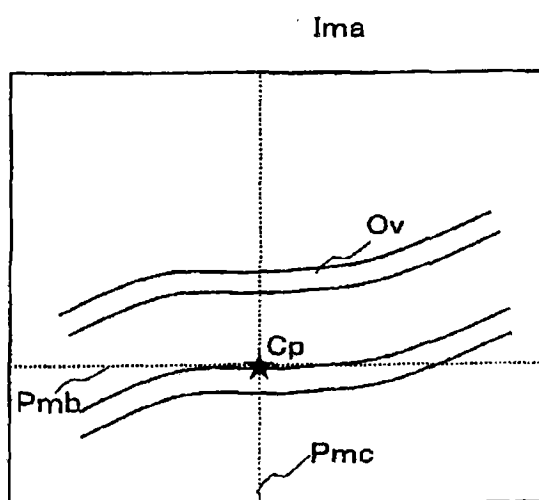


图 9A

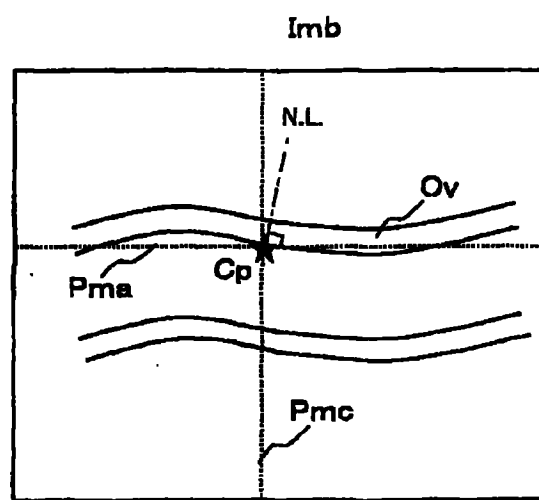


图 9B

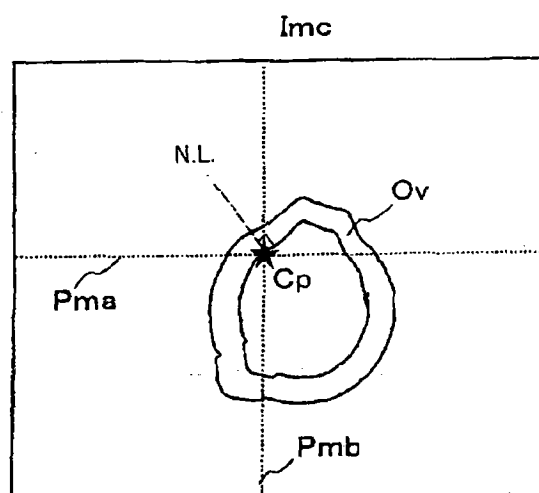


图 9C

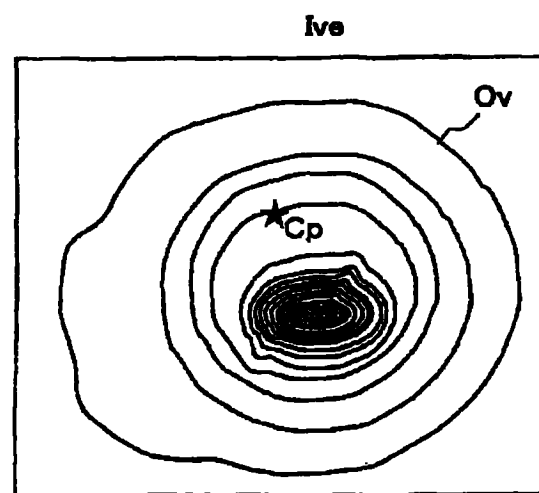


图 9D

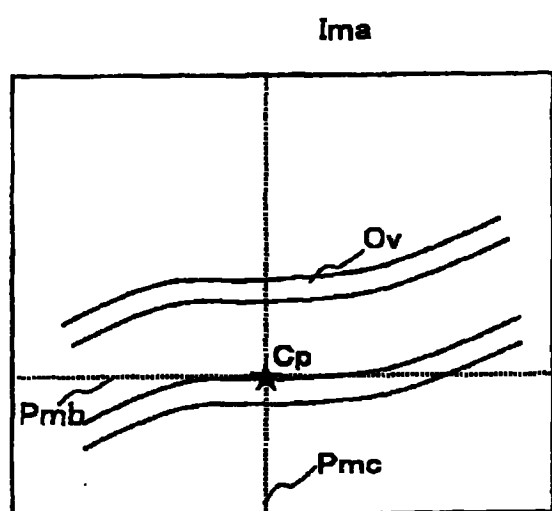


图 10A

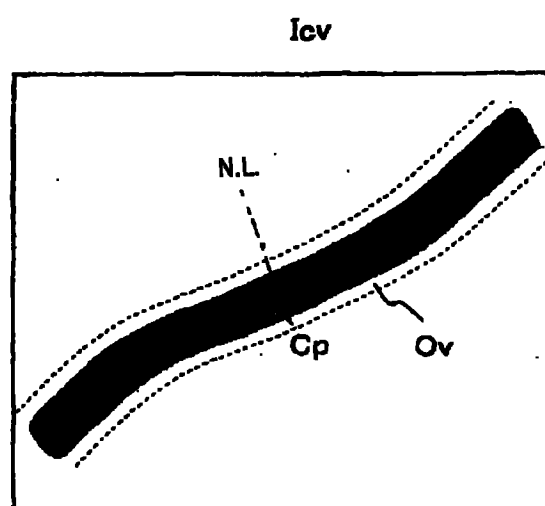


图 10B

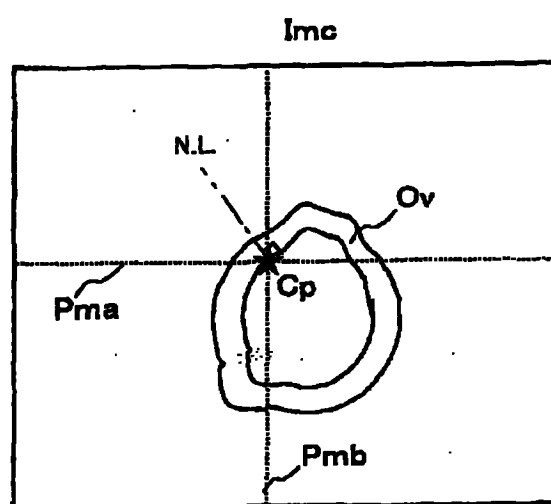


图 10C

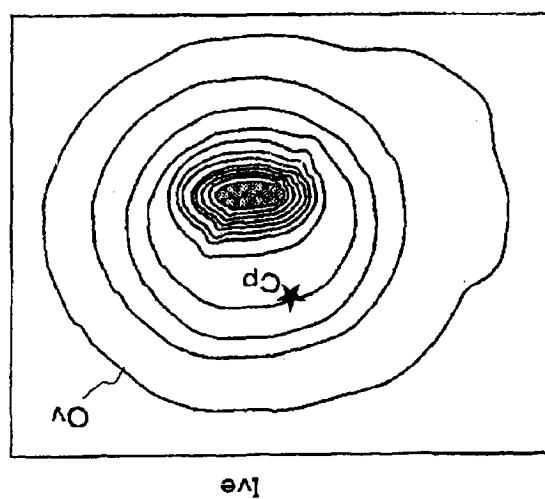


图 10D

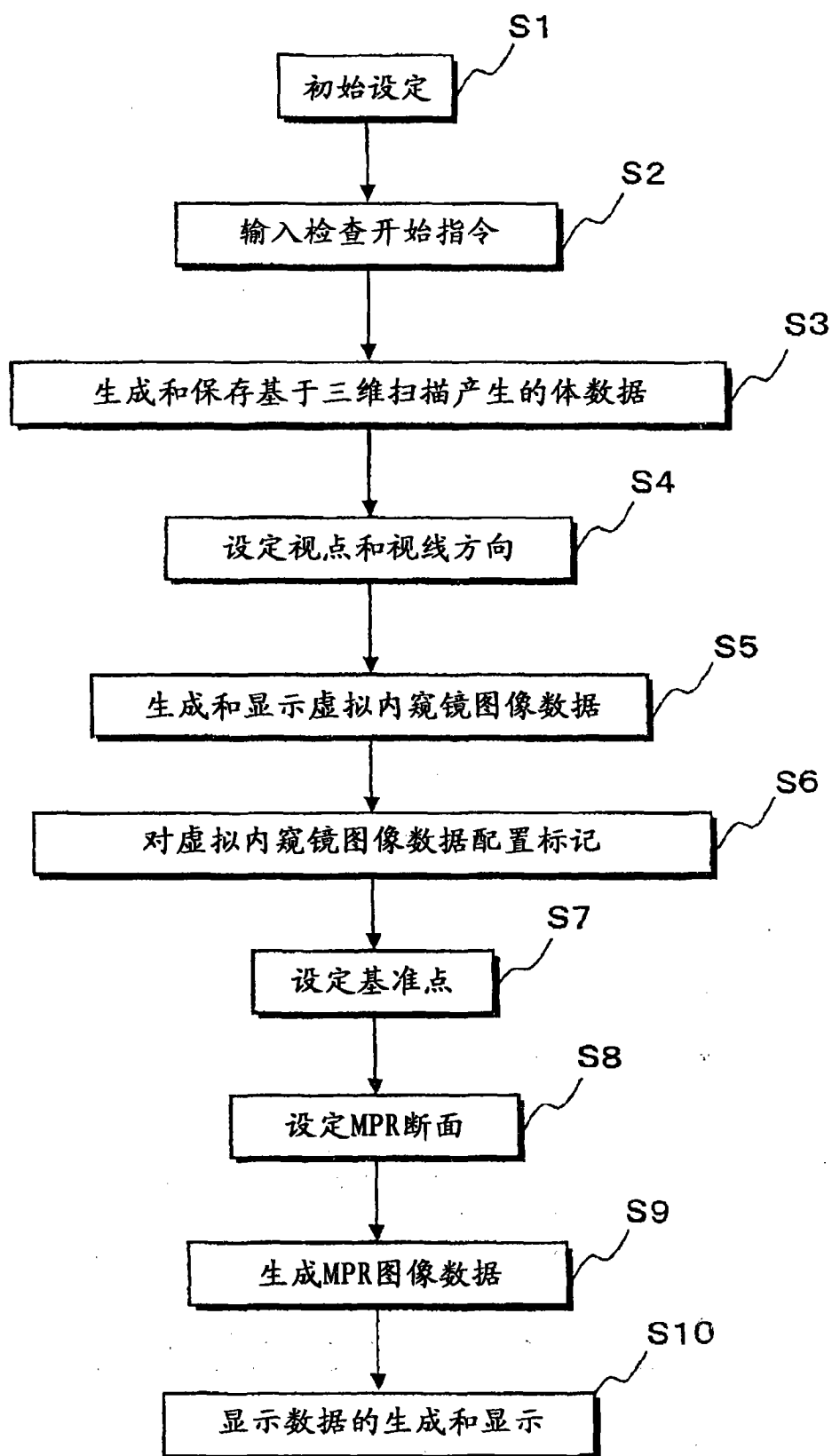


图 11

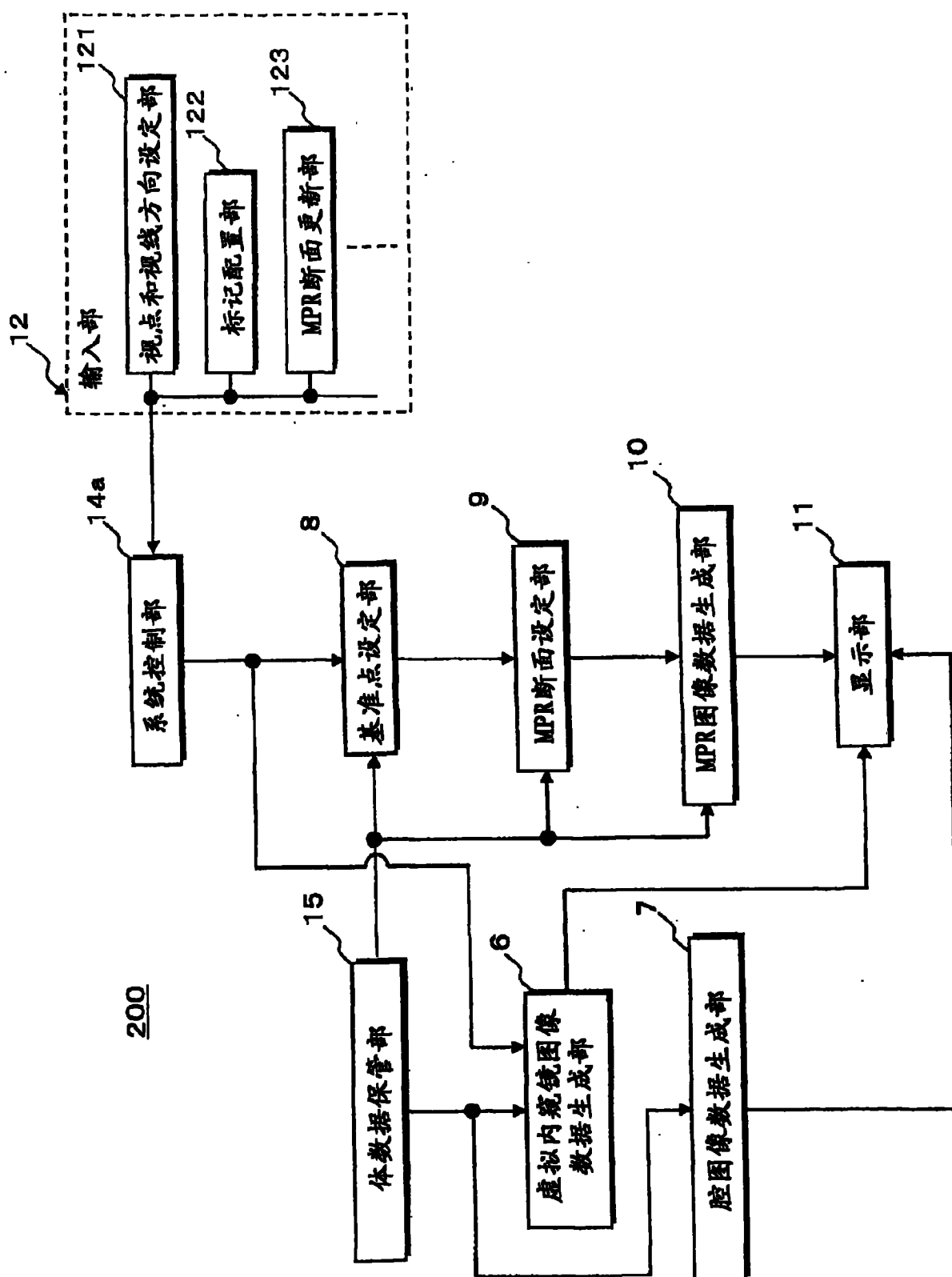


图 12

专利名称(译)	超声波诊断装置、医用图像显示装置以及医用图像显示方法		
公开(公告)号	CN101779969A	公开(公告)日	2010-07-21
申请号	CN201010004479.8	申请日	2010-01-21
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	浜田贤治 岭喜隆 久我衣津纪 志岐荣一		
发明人	浜田贤治 岭喜隆 久我衣津纪 志岐荣一		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/08		
CPC分类号	G06T19/00 G06T19/003 A61B8/14 A61B6/466 A61B8/483 A61B8/523		
代理人(译)	孙蕾		
优先权	2009011177 2009-01-21 JP		
其他公开文献	CN101779969B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种能够根据从被检体收集到的体数据同时收集针对诊断对象部位的虚拟内窥镜图像数据和MPR图像数据的超声波诊断装置、医用图像显示装置以及医用图像显示方法。本发明对从被检体收集到的体数据设定视点和视线方向来生成虚拟内窥镜图像数据，通过该虚拟内窥镜图像数据所示的管腔脏器的诊断对象部位配置标记来设定观测方向。以体数据的视点为起点对观测方向设定基准线，通过比较与该基准线交叉的体数据体素值和体素检测规定阈值，对体数据设定诊断对象部位的表面与基准线交叉的基准点。提取与在该基准点相互正交的三个MPR断面对应的体数据的体素来生成MPR图像数据，将得到的MPR图像数据与虚拟内窥镜图像数据一并进行显示。

