

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101336843 B

(45) 授权公告日 2012. 04. 25

(21) 申请号 200810100395. 7

(22) 申请日 2008. 01. 11

(30) 优先权数据

2007-003742 2007. 01. 11 JP

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 山形仁

(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 金春实

(51) Int. Cl.

A61B 19/00 (2006. 01)

A61B 8/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 2005/0033160 A1, 2005. 02. 10, 说明书第 [0082]-[0118], [0174]-[0176] 段、图 1-6C, 23.

US 6826297 B2, 2004. 11. 30, 说明书第 3 栏第 50 行至第 12 栏第 40 行、图 1-3.

CN 1636520 A, 2005. 07. 13, 全文.

审查员 陈淑珍

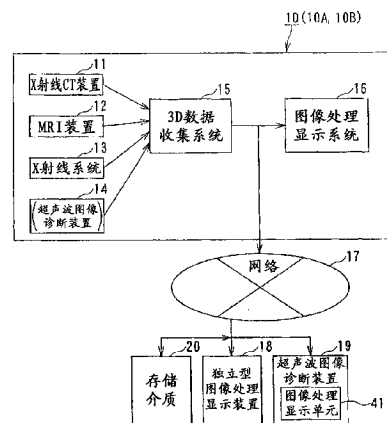
权利要求书 1 页 说明书 11 页 附图 11 页

(54) 发明名称

三维图像诊断系统

(57) 摘要

本发明的三维图像诊断系统的特征在于, 在执行三维图像的收集和显示的三维图像诊断系统 (10) 中, 具有: 可以从包含被检体的疾病部位的容积数据中收集、显示任意截面的三维图像的超声波图像诊断装置 (19); 从来自该超声波图像诊断装置 (19) 以外的医用图像诊断模态 (11、12、13、14) 的容积数据中收集、显示和上述任意截面的三维图像大致相同的截面的三维图像的三维医用图像诊断装置 (14、15); 图像处理显示单元 (41), 可以分别同步地显示来自上述两图像诊断装置 (19、11; 12、13、14) 的多个三维图像或者来自相同的医用图像诊断模态 (13; 11、12) 的时间相位不同的容积数据间的大致上同一截面的多个三维图像。



1. 一种执行三维图像的收集和显示的三维图像诊断系统,其特征在于,具有:

能从包含被检体的疾病部位的容积数据中显示任意截面的三维图像的超声波图像诊断装置;

从来自该超声波图像诊断装置以外的医用图像诊断模态的容积数据中显示和上述任意截面的三维图像大致相同的截面的三维图像的三维医用图像诊断装置;以及

图像处理显示单元,能分别同步地显示来自上述两图像诊断装置的多个三维图像或者来自相同的医用图像诊断模态的时间相位不同的容积数据间的大致相同截面的多个三维图像,

上述图像处理显示单元具备锁定单元,该锁定单元在同步地比较显示相互对应的三维图像的各截面时,以至少包含在上述疾病部位内设定的中心点的上述各截面大致成为相同图像的方式定位固定各截面,并且进行锁定,

上述锁定单元被连接成使上述三维图像之间彼此跟随移动,使得对图像处理显示单元的监视器上比较显示的多个上述三维图像之间同步联动地进行跟随操作、显示。

2. 根据权利要求1记载的三维图像诊断系统,其特征在于,

上述图像处理显示单元具备锁定解除单元,该锁定解除单元解除多个上述三维图像之间的锁定状态或者跟随操作状态。

3. 根据权利要求1记载的三维图像诊断系统,其特征在于,

上述图像处理显示单元具备矢量指定单元,该矢量指定单元进行在能同步比较显示的三维图像的各截面上显示的方向矢量的位置方向对准。

4. 根据权利要求1记载的三维图像诊断系统,其特征在于,

上述图像处理显示单元具备球状显示单元,该球状显示单元在能同步比较显示的三维图像的各截面上,显示以上述各截面的旋转中心为中心的球状区域。

5. 根据权利要求1记载的三维图像诊断系统,其特征在于,

上述图像处理显示单元具备交线显示单元,该交线显示单元在能同步比较显示的三维图像的各截面上,显示这些各个截面和以上述各截面的旋转中心为中心的球状区域的交线。

6. 根据权利要求1记载的三维图像诊断系统,其特征在于,

上述超声波图像诊断装置在超声波诊断装置本体上连接超声波探头,在上述超声波探头上安装有三维位置传感器。

7. 根据权利要求3记载的三维图像诊断系统,其特征在于,

在上述各截面上显示的方向矢量是分别独立的2个方向矢量。

8. 根据权利要求1记载的三维图像诊断系统,其特征在于,

上述图像处理显示单元在定位固定上述各截面时,定位在上述各截面的图像的相关性最高的位置上。

三维图像诊断系统

技术领域

[0001] 本发明涉及利用 3D 医用图像的图像诊断技术,特别是涉及使三维超声波图像和其它 3D 医用图像诊断模态图像相互补充,执行疾病部位的存在、鉴别诊断的三维图像诊断系统。

背景技术

[0002] 目前,国内的三大疾病中,唯一癌症引起的死亡率在增加,不仅是对诊断,而且对治疗的社会需求非常强烈。在该癌症中肝癌约占 10%,而且非常遗憾的是存在增加的趋势。

[0003] 关于肝癌的诊断,由于超声波诊断装置、MRI 装置、X 射线 CT 装置等医用图像诊断模态的技术进步,已经能够在早期阶段发现。

[0004] 特别是在 X 射线 CT 装置中,确立了利用高速旋转螺线式扫描和 8 列、16 列、64 列等并列检测器的组合系统的 3D 摄像法。而且,在 MRI 装置中,由于伴随倾向磁场系统、高频磁场系统、RF 线圈系统的性能提高的高速摄像法的性能提高,确立了屏气时的 3D 摄像法。3D 摄像法和以往的 2D 摄像相比诊断能力被大大提高。利用这种 3D 图像的诊断特别是在利用造影剂的 3D 动态 CT(以下,记为 3D-CT)中有显著进展。

[0005] 另一方面,作为肝癌的治疗法,已知有 a) 肝动脉内抗癌剂注入疗法、b) 肝动脉栓塞疗法、c) 低侵袭疗法、d) 开腹外科手术这 4 种,其中,由于对患者负担轻等理由,低侵袭疗法是实施的最多的一种。

[0006] 在低侵袭疗法中,存在经皮的乙醇注入法(REIT:Percutaneous EternalInjection Technique)和微波穿刺烧灼法,一直以来都是在利用超声波诊断装置的实时摄像下监视其穿刺针来进行的。

[0007] 最近,作为烧灼治疗法的 1 种,高频烧灼法(RFA:Radio-FrequencyAblation)开始受到关注,临床上的应用具有相当大的进展。在这种 RFA 中,具有单针的 Cool Tip 和多根展开针的 RITA,在目前的临床评价上都有进步。

[0008] 这些穿刺治疗在多数情况下是通过经皮的穿刺来进行的,而在腹腔镜下(パラオグラフィ)利用和上述相同的穿刺工具直接察看肝脏表面的同时,或者在察看肝脏表面或通过超声波探头察看肝脏内部的同时,实施穿刺治疗的方法也在临床上进行。

[0009] 在这样的 3D 摄像诊断技术或穿刺治疗诊断技术的技术进步中,目前,在 3D 医用诊断图像、穿刺治疗的现场,从治疗计划到治疗过程中、治疗跟踪阶段当然都得到了充分运用。临床辅助的超声波图像是局部的医用诊断图像,不能够一次观察包含横隔膜等的肝脏整体以及周边,所以存在下述需求,即希望在 3D-CT 的 3D 立体图像上简便地进行安全的穿刺位置探索。

[0010] 而且,穿刺治疗诊断技术是在超声波摄像下的穿刺治疗,所以存在下述需求,即在 3D 立体图像上容易明白地显示假定了包含穿刺针的拍摄时的超声波截面的 3D-CT 截面图像(假想超声波图像),或者以了解体表和骨头关系的方式显示决定的穿刺。

[0011] 近年来,关于在 3D-CT 图像等上探索假想超声波截面的方法,提出了如在

JP-A2002-112998 和 JP-A2005-169070 等中记载的各种方案,实时假想超声波系统已经被产品化。

[0012] 在 JP-A2002-112998 中,提出了基于三维容积数据(volume data)显示和穿刺超声波探头的位置和角度对应的截面图像的穿刺支持装置,但在该支持装置中,存在难以判断在穿刺针进入路径上或者在其附近是否存在不适合穿刺的部位的问题。

[0013] 而且,在 3D-CT 图像上等探索假想超声波截面的方法中,还存在下述问题,即,在 X 射线 CT 图像上能够看到治疗对象,但在超声波诊断图像上却看不到或者难以看到的问题,在具有多个治疗对象时,实际上在治疗紧接之前的应对仅仅参照在术前计划中得到的图像是不充分的问题。

[0014] 进而,在 3D-CT 图像上等探索假想超声波截面的方法中,还存在下述问题,即,超声波穿刺治疗的特性是,超声波诊断装置侧的超声波图像是二维截面,局限于与来自能够由超声波探头摄像的位置的摄像截面大致相同的 CT 等截面探索,在治疗之后难以和其它模态进行图像比较。

发明内容

[0015] 鉴于上述情况而提出本发明,目的在于,提供一种三维图像诊断系统,其能够相补充地在 3D 超声波图像和 3D 诊断模态图像之间进行任意截面的截面比较,有效果且高效率地进行癌等疾病部位的存在 / 鉴别诊断。

[0016] 本发明的另一目的是,提供一种三维图像诊断系统,其无需利用仅来自能够由超声波探头摄像的位置的摄像截面,利用三维超声波图像可以简单且容易地进行任意截面上的局部性超声波图像和整体性 3D 诊断模态图像间的互补的截面比较。

[0017] 为了解决上述问题,本发明的三维图像诊断系统是,在执行三维图像的收集和显示的三维图像诊断系统中,具有:可以从包含被检体的疾病部位的容积数据中收集、显示任意截面的三维图像的超声波图像诊断装置;从来自该超声波图像诊断装置以外的医用图像诊断模态的容积数据中收集、显示和上述任意截面的三维图像大致相同的截面的三维图像的三维医用图像诊断装置;图像处理显示单元,可以分别同步地显示来自上述两图像诊断装置的多个三维图像或者来自相同的医用图像诊断模态的时间相位不同的容积数据间的大致相同截面的多个三维图像。

[0018] 在本发明的三维图像诊断系统中,如利用超声波图像诊断装置执行的 3D 超声波图像的诊断、或者治疗效果的判断那样,参照来自超声波图像诊断装置以外的医用图像诊断模态的 3D 医用模态图像(3D 参照图像),在共同的截面上简便地比较起到互补作用的 3D 超声波图像和 3D 参照图像,或者,比较时间相位不同的 3D 医用模态图像之间的公共截面,从而能够更加可靠有效而且高效地鉴别诊断癌等疾病部位的存在、大小、内容。

附图说明

[0019] 图 1 是表示本发明的三维图像诊断系统的第 1 实施方式的整体结构图。

[0020] 图 2 是表示组装到图 1 的三维图像诊断系统中的独立型图像处理显示装置的模块结构的图。

[0021] 图 3 是表示组装到图 1 的三维图像诊断系统中的超声波图像诊断装置的结构图。

图。

[0022] 图 4 的 (A)、(B)、(C) 是分别表示由超声波图像诊断装置摄像到的 3D 超声波图像及其图像处理例的图。

[0023] 图 5 的 (A)、(B)、(C)、(D) 是分别表示以医用图像诊断模态拍摄的 VR 图像 (3DCT 图像、3D 参照图像) 及其图像处理例的图。

[0024] 图 6 的 (A)、(B)、(C) 是比较地示出分别显示在超声波诊断装置的监视器 (或者独立型图像显示装置的三维图像显示部) 左右的 3D 超声波图像和 3DCT 图像的图。

[0025] 图 7 的 (A) 和 (B) 是表示显示在超声波诊断装置的监视器左右的向 3D 超声波图像和 3DCT 图像的球形区域的同步显示例的图。

[0026] 图 8(A) 和 (B) 是表示显示在超声波诊断装置的监视器左右的向 3D 超声波图像和 3DCT 图像的圆形区域的同步显示例的比较图。

[0027] 图 9 示出了本发明的三维图像诊断系统的第 2 实施方式, 是利用了 3D 位置传感器的超声波截面和 3DCT 摄像空间坐标的关系图。

[0028] 图 10 表示第 1 变形例的动作概念。

[0029] 图 11 表示第 2 变形例的动作概念。

[0030] 图 12 表示第 3 变形例的动作概念。

[0031] 图 13 表示本发明的三维图像诊断系统的第 2 实施方式。

[0032] 具体实施方式

[0033] 下面参照附图说明本发明的三维图像诊断系统的实施方式。

[0034] 第 1 实施方式

[0035] 图 1 是简要表示本发明的三维图像诊断系统的第 1 实施方式的整体结构图。

[0036] 该三维图像诊断系统 10 具有: 收集从 X 射线 CT 装置 11、磁共振诊断 (MRI) 装置 12 或 X 射线系统 13 或超声波诊断装置 14 (以下, 将其总称为医用图像诊断模态) 得到的诊断对象部位的三维容积数据的 3D 数据收集系统 15, 处理并显示收集到的 3D 容积数据的图像处理显示系统 16。3D 数据收集系统 15 也可以位于各医用图像诊断模态内。

[0037] 利用各医用图像诊断模态收集到的 3D 容积数据, 利用各诊断模态内的图像处理显示功能, 在未图示的控制台监视器上或者图像处理显示系统 16 的显示单元上, 在独立型图像处理显示装置 18 的显示单元或超声波图像诊断装置 19 的显示单元上显示。

[0038] 在第 1 实施方式示出的三维图像诊断系统中, 在 X 射线 CT 装置 11、MRI 装置 12、X 射线系统 13、超声波诊断装置 14 的 3D 医用模态图像中, 利用 3D-CT 图像来进行说明。

[0039] 3D 数据收集系统 15 收集到的 CT3D 图像直接显示在医用图像显示系统 16 上, 或者通过 LAN 等的网络 17 将处理结果显示在例如独立图像处理显示装置 18 的显示单元或者超声波图像诊断装置 19 间的显示单元上。超声波图像诊断装置 19 的显示单元也可以实时显示刺入被检测体内的穿刺针的像。

[0040] 另外, 在图 1 中, 示出的是在框图上将 X 射线系统 13 和超声波图像诊断装置 14 分为 2 个部分的例子, 但二者也可以合为一体。

[0041] 而且, 利用诊断模态收集的 3D 图像显示在超声波图像诊断装置 19 的显示单元即监视器 32 上。上述 3D 容积数据以 DICOM 等格式从各诊断模态直接或者间接移送而传送到超声波图像诊断装置 19 中, 利用超声波图像诊断装置 19 具有的 CD-R、DVD-R 等记录介质取

入。

[0042] 进而,图像处理显示装置 18 具备:例如图 2 所示,存储通过网络 17 得到的三维容积数据的三维数据存储部 21;处理该存储部 21 中存储的三维数据,进行三维图像重构的三维重构处理部 22;根据该三维重构处理部 22 中重构的数据,生成三维图像的三维图像生成部 23;基于由该三维图像生成部 23 生成的数据,显示三维图像的三维图像显示部 24;在该三维图像显示部 24 上显示的截面像上看到患部时,医师等用户为了确定该位置而对三维图像生成部 23 输入患部位置信息的患部位置确定部 25;确定穿刺探头的位置,将该 3D 容积数据输入至三维图像信息生成部 23 的探头位置确定部 26。其中,三维数据存储部 21 由半导体存储器、硬盘、CD-ROM、软盘、存储卡等存储介质构成。

[0043] 该图像处理显示装置 18 例如由工作站构成,由未图示的 CPU 控制。或者也可以将具有所需的图像处理显示功能的图像处理显示装置 18 一体化地纳入收超声波图像诊断装置 19 内。

[0044] 输入部 27 是用户执行图像处理显示装置 18 等的各种输入指示的接口,如后所述,从该输入部 27 输入用于设定穿刺路径的各种指示。在图像处理显示装置 18 由工作站构成的情况下,该输入部 27 例如由键盘或鼠标等构成,在被一体化于超声波图像诊断装置 19 内时,例如由操作面板、跟踪球、TCS(触摸指令屏)等构成。

[0045] 而且,超声波图像诊断装置 19 具有在穿刺时对由超声波探头得到的被检查体的患部、穿刺针的位置等摄像并显示的监视器。另外,在本实施方式中,说明的是采用超声波图像诊断装置 19 的例子,但只要可以在穿刺时使用,也可以是 X 射线 CT 装置或者 MRI 装置。

[0046] 超声波图像诊断装置 19 如图 3 所示简要构成,具备:具有 CPU 的超声波诊断装置本体 30,附设在该装置本体 30 上的输入单元 31,作为显示单元的监视器 32,超声波探头 33,以及超声波探头 33 的位置传感接收单元 34。输入单元 31 具有作为输入装置 31a 的键盘、跟踪球或接触面板等的操作面板 31b。

[0047] 在超声波图像诊断装置 19 的监视器 32 上显示 3D 容积数据即 3D 图像。该 3D 容积数据以 DICOM 等格式从医用图像诊断模态 11、12 或者 13 直接或者通过 DICOM 服务器等间接地传送到超声波诊断装置本体 30 中,利用 CD-R、DVD-R 等记录介质取入超声波诊断装置本体 30。

[0048] 超声波图像诊断装置 19 的装置本体 30 中,具有进行包含和超声波图像相关的超声波发送接收的控制、处理或者 3D 重建(rendering)处理的图像显示功能的 CPU。超声波探头 33 和输入单元 31 分别和该超声波诊断装置本体 30 连接,超声波图像以及超声波以外的其它模态图像显示在监视器 32 上。超声波图像诊断装置 19 中,由装置本体 30、输入单元 31、超声波探头 33 以及作为显示单元的监视器 32 构成图像处理显示单元 41。该图像处理显示单元 41 同样也可以构成在图像处理显示系统 16 或独立型图像处理显示装置 18 中。

[0049] 这里,在超声波探头 33 中,通常具有一维阵列探头、使一维阵列探头部分机械摇动而收集多个超声波截面的机械 3D 探头、或者根据压电振子的二维(矩阵)阵列的实时 3D 探头。

[0050] 下面,参照图 4 说明三维图像诊断系统 10 的有代表性的工作流程。

[0051] 首先,用例如 X 射线 CT 装置 11 的医用图像诊断模态拍摄 3D 的 CT 图像(以下,称

3D 参照图像、3D 诊断模态图像), 该 3D 参照图像的三维容积数据暂时收集在 3D 数据收集系统 14 中 (步骤 1)。

[0052] 3D 参照图像的容积数据从 X 射线 CT 装置 11 或者 3D 数据收集系统 14 以 DICOM 等格式直接或者通过 DICOM 服务器等间接传送到超声波图像诊断装置 19 中。或者, 将由 MO、CD-R、DVD-R 等记录介质 20 预先记录的 3D 参照图像取入超声波图像诊断装置 19 中。取入超声波图像诊断装置 19 中的 3D 容积数据利用容积重建 (VR) 法 3D 显示在超声波诊断装置本体 30 的监视器 32 上, 例如作为 3DCT 图像 3D 显示在其右侧 (步骤 2)。

[0053] 此外, 超声波图像诊断装置 19 具有超声波一维阵列探头, 机械 3D 探头, 或者实时 3D 探头的超声波探头 33, 利用该超声波探头 33, 拍摄预想疾病部位的局部 B 模式或者包含 B 模式图像的多普勒模式的 3D 超声波摄像图像。将拍摄到的 3D 超声波摄像图像中的 3D 容积数据取入并收集到超声波图像诊断装置本体 30 中。由超声波诊断装置本体 30 收集的 3D 容积数据利用容积重建 (VR) 法 3D 显示在监视器 32 上, 例如在其右侧 3D 显示超声波三维图像 (步骤 3)。

[0054] 本实施方式的三维图像诊断系统 10, 在超声波图像诊断装置 19 的监视器 32 上, 例如在其右侧显示 3D 参照图像 (3D CT 图像: 3D 诊断模态图像), 在其左侧 3D 显示根据超声波图像诊断装置 19 的 3D 超声波图像 36。在超声波图像诊断装置 19 的监视器 32 上显示的 3D 参照图像和 3D 超声波图像, 同样也可以 3D 显示在独立型图像处理显示装置 18 的三维图像显示部 24 上。

[0055] 现在, 将注意力放在超声波图像诊断装置 19 的 3D 超声波图像上。超声波图像诊断装置 19 根据超声波探头 33 的操作得到图 4(A) 所示的预想了疾病部位的局部 3D 超声波图像 36, 得到的 3D 超声波图像 36 显示在监视器 32 的例如左侧。3D 超声波图像 36 也可以从医用图像诊断模态的超声波诊断装置 14 一侧得到。在该 3D 超声波图像 36 上选择任意截面, 以图 4(B) 所示的方式执行平截 (PC) 面显示。对于超声波 3D 图像 36 上的作为位置对准截面适当的截面, 通过输入单元 31 的旋转、移动操作, 利用超声波诊断装置本体 30 的 CPU, 在监视器 32 上显示 PC 面 37。该 PC 面 37 将包含疾病部 (疾病阴影部) 38 的面作为位置对准截面而被选择。为了提高诊断效率, 如图 4(C) 所示, 指定疾病部 38 的任意一点作为中心锁定点 (步骤 4)。

[0056] 这里, 如图 4(C) 所示, 将在疾病阴影部 38 处指定的中心锁定点 39 作为中心点, 通过输入单元 31 的旋转操作, 使超声波 3D 图像 36 的 PC 面 37 旋转, 使适当的一截面的 PC 面图像作为位置对准图像 (超声波诊断图像) 显示 (步骤 5)。

[0057] 此时, 如图 4(C) 所示, 将与位于 3D 超声波图像 36 的 PC 面 37 的旋转中心 39 不同的特征结构选定为特征点 40。例如选择、设定肝静脉的分支部等的点, 用输入单元 31 将该点设定为特征点 40。并且通过输入单元 31 的操作, 在监视器 32 的监视画面坐标上将连接旋转中心点 39 和特征点 40 的线作为方向矢量线 A 而进行图形显示 (步骤 6)。

[0058] 另一方面, 利用容积重建 (VR) 法处理由医用图像诊断模态的 X 射线 CT 装置 11 拍摄到的 3D 的 CT 图像 43, 如图 5 所示显示在超声波图像诊断装置 19 的监视器 32 上。3DCT 图像 43 示出了被检测体的包含疾病部位的整体, 例如 包含具有特征的周边结构的整体区域。对于被检测体的 3D 的 CT 图像, 能够以表现骨头的 CT 值的区域 44 和其以外的区域 45 同时显示的方式来调整容积重建的透明度, 或者将 2 个区域 44、45 作为不同的容积, 同时显

示 2 个容积（步骤 7）。符号 47 是表示暂定的截面位置的平截面（PC 面）。

[0059] 接着，医师等用户使图 3 所示的输入单元 31 的鼠标、跟踪球等定点设备移动或者旋转，输入移动量、移动方向或者旋转量、旋转方向时，超声波图像诊断装置本体 30 的 CPU 就使显示表示三维容积图像的 VR 图像（3D 参照图像 3DCT 图像）的 PC 面 47 旋转移动或者平行移动期望的量和方向，并进行 PC 面显示。

[0060] 在超声波图像诊断装置 19 的监视器 32 上，例如在其右侧显示的基于 VR 的 3D 参照图像（3DCT 图像）利用 PC 面显示，根据 PC 面的移动・旋转操作，从图 5(A) 所示的状态移位到图 5(B) 所示的状态，探索疾病部（疾病阴影部）48，显示患病阴影部 48（步骤 8）。

[0061] 指定图 5(B) 所示基于 VR 的 3D 参照图像的 PC 面 47 上显示的疾病部 48 中任意 1 点，将该指定点作为中心锁定点 49 定位，如图 5(C) 所示，显示 VR 的 3D 参照图像的 PC 面 47（步骤 9）。接着，将图 5(C) 所示的 VR 的 3D 参照图像的 PC 面 47 的中心点 49 作为中心点进行 PC 旋转，如图 5(D) 所示截面显示具有特征点 50 的 VR 图像（3D 参照图像）的 PC 面 47，该特征点 50 具有和图 4(C) 所示的 3D 超声波图像的 PC 面 37 相同的结构。

[0062] 在图 5(D) 中，在基于 VR 的 3D 参照图像的 PC 面 47 上，显示包含和图 4(C) 的特征点 40 相同的结构的截面。将和特征点 40 对应的点 50 设定为 VR 图像（3D 参照图像；3DCT 图像）的特征点 50，将旋转中心（中心锁定点）49 和特征点 50 的连线作为 VR 图像（3DCT 图像）的方向矢量线 B 进行图形显示（步骤 10）。

[0063] 通过基于超声波图像诊断装置 19 的输入单元 31 对各 PC 面 37、47 进行移动、旋转操作，如图 4 和图 5 所示，在超声波 3D 图像的 PC 面 37 和基于 VR 的 3D 参照图像的 PC 面 47 以及各方向矢量线 A、B 显示在超声波图像诊断装置 19 的监视器 32 的左右的阶段进行位置对准和公共的截面显示（步骤 11）。如果对各中心锁定点 39、49 和方向矢量线 A、B 相互进行位置对准，且显示公共截面，则可以利用存储在超声波诊断装置本体中的锁定单元（未图示），各中心锁定点 39、49 被定位并固定，3D 超声波图像 36 和 3D 参照图像 43 相互自动跟随。之后，通过一个三维图像的操作，另一个三维图像也被同步地进行跟随旋转移动操作。

[0064] 在监视器 32 上同步比较显示超声波 3D 图像和 3D 参照图像（3DCT 图像；VR 图像）的公共 PC 面 37、47 显示的阶段，如果操作输入单元 31，激活超声波诊断装置本体 30 中具备的同时显示、操作功能，则两个三维图像大致呈一体地移动，被同步地跟随旋转移动。在该同步的跟随操作中，使如图 6 所示方向矢量线 A、B 的取向一致地，例如，3D 参照图像侧的容积图像整体如图 6(B) 至 (C) 所示跟随并旋转，表现整体的 3DCT 图像（3D 参照图像）的 PC 面 47 以朝向和局部的 3D 超声波图像的 PC 面 37 同一方向的方式跟随移动，并被定位设置（步骤 12）。

[0065] 在该设置之后，3D 超声波图像 36 和 3D 参照图像（3DCT 图像）43 上的操作通过锁定单元相互保持跟随关系地进行，通过输入单元 31 的操作，以两图像 36、43 相互同步联动的方式，进行超声波诊断装置本体 30 的跟随或者调节控制（步骤 13）。因为两 3D 图像同步联动地被关联操作，所以输入单元 31 在设置之后可以仅仅操作 3D 超声波图像 36 和 3DCT 图像（VR 图像、3D 参照图像）中的一个。

[0066] 具体而言，一个 3D 图像的 PC 面 37 或者 47 的旋转、移动操作、对 3D 图像进行的各种剪辑操作，作为另一 3D 图像的 PC 面 47 或者 37 的旋转、移动操作、对 3D 图像进行的各种

剪辑操作相互同步,两 3D 图像彼此同步地被联动显示。

[0067] 而且,如果通过输入单元 31 的锁定解除操作解除锁定单元的活性,则锁定单元被解消,3D 超声波图像 36 和 3D 参照图像 (3DCT 图像)43 的跟随联动动作被解除,相互独立地对 3D 超声波图像 36 和 3D 参照图像 43 进行移动、旋转操作。输入单元 31 具有作为解除锁定单元的锁定解除单元的功能。

[0068] 在本实施方式的三维图像诊断系统 10 中,在超声波图像诊断装置 19 的监视器 32 的左右,分别显示包含疾病部的局部 3D 超声波图像 36 和表示测定区域整体的 3DCT 图像 (3D 图像诊断模态图像 ;3D 参照图像)43,能够一边确认整体的 3DCT 图像 43,一边观察局部 3D 超声波图像 36,决定穿刺位置,实施观察诊断。在低侵袭治疗时,能够一边监视穿刺位置,一边一次观察被检查体 的体表和骨头以及包含例如横隔膜等的肝脏整体、周边组织整体,能够在 3DCT 图像的 3D 立体图像上简便地进行安全的穿刺位置探索。

[0069] 在该三维图像诊断系统 10 中,通过参照为了进行利用超声波图像诊断装置的诊断或者判断治疗效果而事先收集的其它图像诊断模态的 3D 模态图像,通过以公共截面简便地比较可具有互补作用的 3D 超声波图像和 3D 参照图像 (3D 模态图像),能够更可靠地把握疾病部的存在、大小、位置和内容,更有效且效率地执行癌等疾病部的鉴别诊断。

[0070] 而且,在本发明的三维图像诊断系统中,在超声波图像诊断装置 19 的监视器 32 上,在左右 (也可以是上下) 并列显示作为基准 3D 图像的包含疾病部位的局部 3D 超声波图像 36 和包含疾病部位的组织整体的 3DCT 图像 (3D 图像诊断模态图像)43,能够以包含疾病部位的局部 3D 超声波图像 36 的任意截面为基准,选择 3DCT 图像。以具备图 4(C) 所示的表示疾病部位 38、特征点 (表示特征性周边结构的门静脉或静脉分支的点)40 的 PC 面 37 的 3D 超声波图像 36 为基准,进行整体的 3DCT 图像 (3D 参照图像 ;VR 图像 ;3D 图像诊断模态图像) 的移动、旋转操作,如图 5(D) 所示定位并设置。

[0071] 通过如图 6(C) 所示,对整体表示包含疾病部位的区域的组织的 3DCT 图像 (3D 图像诊断模态图像)43 进行移动、旋转操作,在超声波图像诊断装置 19 的监视器 32 上,能够在 PC 面 37、47 大致对应的状态下显示图 6(A) 所示的 3D 超声波图像 36 和图 6(C) 所示的 3DCT 图像 43。该图像显示不仅能够在超声波图像诊断装置 19 的监视器 32 上进行,同样也可以在例如三维图像诊断系统 10 的图像处理显示系统 16 或独立型图像处理显示装置 18 的各显示单元上显示。

[0072] 而且,该三维图像诊断系统示出了在监视器 32 上显示 3D 超声波图像 36 和 3DCT 图像 43 的例子,在同一图像诊断模态例如同一起超声波图像诊断装置 19 (14) 中输入时间相位不同的 (时间不同) 的各 3D 超声波图像。也可以输入时间相位不同的多个、例如 2 个 3D 超声波图像 (3D 诊断图像模态图像),在监视器 32 等显示单元上左右或者上下显示时间相位不同的多个 3D 超声波图像。通过在监视器 32 等显示单元的左右 (上下) 并列比较显示时间相位不同的各 3D 超声波图像,能够比较显示例如术前、术后那样时间相位不同的 PC 面的 3D 超声波图像。

[0073] 换言之,能够从同一个医用图像诊断模态在监视器等显示单元上同步并列显示时间相位不同的多个三维图像,观察各三维图像的公共的 PC 面,正确地高精度掌握癌等疾病部位的存在、大小、位置、内容,能够正确且有效地执行鉴别诊断。

[0074] 而且,在三维图像诊断系统 10 中,在具有疾病部位 38、48 的 3D 超声波图像 36 和

3DCT 图像 43 的同步联动显示中,如图 7(A) 和 (B) 所示,也可以在 PC 面 37、47 上显示球状区域 50、51。

[0075] 在监视器 32 等显示单元上,图 7(A) 和 (B) 所示那样显示的球状区域 50、51 表示烧灼区域,如果预先掌握了烧灼区域 50、51,则在掌握疾病部位的存在、大小、位置、内容,正确地执行鉴别诊断的方面上会很方便。因为一般来说能量以球状扩散,所以将烧灼区域的球作为球状区域 50、51 图示是有意义的,为了避免由于基于两个三维图像的对疾病部位的整体掌握给生体组织造成坏影响,进行局部观察,来执行鉴别判断。

[0076] 而且,基于同样的目的,如图 8(A)、(B) 所示,圆形显示图 7(A)、(B) 所示的球状区域 50、51 和 PC 面 37、47 的交线。

[0077] [第 1 实施方式的变形例]

[0078] 但是,在上述第 1 实施方式中,如图 9 所示,使超声波 3D 图像的矢量 A(连接中心锁定点 39 和特征点 40 的矢量)和 3DCT 图像的矢量 B(连接中心锁定点 49 和特征点 50 的矢量)一致,之后,需要以矢量 B 轴为中心,微调(通过旋转进行调整)3DCT 图像的 PC 面,使 3DCT 图像的 PC 面和超声波 3D 图像的 PC 面的图像一致的操作。该旋转操作中 3DCT 图像的 PC 面受矢量 B 的约束,所以不会成为用户的操作负担,能够较简单地实现图像的一致。在彼此的 PC 面一致时锁定。通过该锁定功能,彼此的 PC 面联动变化,所以之后 3DCT 图像和超声波 3D 图像的 PC 面能够始终作为相同的面同步显示。

[0079] 以下示出的变形例更加进步,不需要执行 3DCT 图像的 PC 面的微调操作。

[0080] [第 1 实施方式的第 1 变形例]

[0081] 图 10 是表示第 1 变形例的动作概念的图。在第 1 变形例中,在使矢量 A 和矢量 B 一致之后,使 3DCT 图像的 PC 面以矢量 B 的轴为中心依次旋转,依次运算和超声波 3D 图像的 PC 面的相关性。然后,将相关性最强的 3DCT 图像的 PC 面作为一致的画面设定。之后的处理和第 1 实施方式相同。

[0082] [第 1 实施方式的第 2 变形例]

[0083] 图 11 是表示第 2 变形例的动作概念的图。第 2 变形例比第 1 变形例更进一步,不是使矢量 A、B 一致,而是仅仅使中心锁定点 39 和中心锁定点 49 一致。之后,将 3DCT 图像的中心锁定点 40 作为旋转中心,使 PC 面依次旋转(此时,为独立的 2 轴旋转),同时依次运算和超声波 3D 图像的 PC 面的相关性。然后,将相关性最强的 3DCT 图像的 PC 面作为一致的画面设定。之后的处理和第 1 实施方式相同。运算负荷和第 1 变形例相比变大了,但因为最初一致的是点和点的一致,所以用户的操作负荷变小了。

[0084] [第 1 实施方式的第 3 变形例]

[0085] 图 12 是表示第 3 变形例的动作概念的图。第 3 变形例最初除了矢量 A、矢量 B 一致之外,还执行矢量 C 和矢量 D 的一致。矢量 C 和矢量 D 是从中心锁定点 39(49) 朝向第 2 特征点 40a(50a) 的矢量。由于使位于同一面内的 2 个矢量一致,所以能够使超声波 3D 图像的 PC 面和 3DCT 图像的 PC 面完全一致。

[0086] 因为第 3 变形例使 2 个矢量一致,所以用户的操作负担稍大了一些,但无需相关性处理。

[0087] [第 2 实施方式]

[0088] 图 13 是表示本发明的三维图像诊断系统的第 2 实施方式的图。

[0089] 该三维图像诊断系统 10A 的整体结构与图 1 至图 3 所示的三维图像诊断系统 10 及其结构和作用相同,所以相同的结构采用相同的符号,其说明简化成者省略。

[0090] 第 2 实施方式所示的三维图像诊断系统 10A 在超声波图像诊断装置 19 的超声波探头 33 上设有位置传感接收器 55,通过该位置传感接收器 55,能够利用位置传感发送器 56 在作为基准的床 (bed) 57 上自动检测超声波探头 33 的三维位置。

[0091] 超声波图像诊断装置 19 的位置传感发送器 56 利用成为基准的床 57 中构成 $3DX_T-Y_T-Z_T$ 的位置传感发送器坐标系 58。利用 $X_P-Y_P-Z_P$ 的探头坐标系 59 掌握超声波探头 33 的 3D 位置,安装在该超声波探头 33 上的位置传感接收器 55 的 3D 位置利用 $X_R-Y_R-Z_R$ 的位置传感接收器坐标系 60 掌握。由超声波探头 33 得到的探头图像被变换到 $X_I-Y_I-Z_I$ 的图像坐标系 61 中,通过超声波探头 33 的移动·旋转操作得到的 3DCT 图像从探头坐标系 59 经过位置传感接收器坐标系 60、位置传感发送器坐标系 58,利用 3DCT 图像(摄像)坐标系 61 掌握。

[0092] 3DCT 图像上的特征点 P 从图像坐标系 62 经过探头坐标系 59、位置传感接收器坐标系 60、以及位置传感发送器坐标系 58,用 3DCT 图像坐标系 61 掌握。图像坐标系 62、探头坐标系 59、位置传感接收器坐标系 60、位置传感发送器坐标系 58 以及 3DCT 图像(摄像)坐标系 61 在超声波诊断装置本体 30 内执行变换处理。

[0093] 如图 9 所示,将作为 3D 位置传感器单元的位置传感接收器 55 安装在超声波图像诊断装置 19 中具备的超声波探头(一维阵列探头,4D 机械探头,或者实时 3D 探头)上。

[0094] 安装了 3D 位置传感器单元的三维图像诊断系统 10A 的具有代表性的工作流程和第 1 实施方式示出的三维图像诊断系统 10 的工作流程相比,基本上仅仅是步骤 3~步骤 10 的内容不同。

[0095] 在第 1 实施方式的三维图像诊断系统 10 的监视器 32 上,例如在其左侧收集、显示 3D 超声波图像 36(参考图 4(A))的紧接之前或者紧接之后,利用作为超声波的通常摄像的实时 2D 摄像,拍摄作为位置对准截面适当的超声波图像的一截面图像,并进行显示。利用来自安装在超声波探头 33 上的位置传感接收器(接收线圈)55(参考图 13)的 3D 位置传感信息,由超声波诊断装置本体 30 的运算控制单元自动计算该超声波截面在 3DCT 图像的摄像空间中的位置和旋转方向。

[0096] 在计算超声波图像的位置对准截面的位置和旋转方向时,如图 9 所示,前提条件是,预先得知 3D 位置传感计测坐标空间和 3DCT 摄像坐标空间的关系(3D 坐标间的变换矩阵 CT_T),两 3D 坐标空间的相互关系已知。

[0097] 简单地说,通过预先确定例如和决定 3D 位置传感器 55 的空间(3D)坐标的发送系统的基准床 57 的相对位置关系,能够利用变换矩阵 CT_T 作为固定值。

[0098] 接着,基于超声波图像的位置对准截面的位置和旋转方向,计算相对于超声波截面侧的 CT 截面的方向矢量。能够基于相对于 CT 截面的方向矢量的方向和位置,得到和超声波截面大致相同的 CT 截面图像,并自动显示。

[0099] 在超声波截面图像和 CT 截面图像这 2 画面显示在超声波图像诊断装置 19 的监视器 32 的左右的阶段,将连接诊断中心的旋转中心和特征点的线作为方向矢量线图示,之后的步骤中和第 1 实施方式的步骤 11 之后的步骤同样地进行图像处理。这样,通过对 3D 超声波图像和 3DCT 图像或者 3DMRI 图像,相对比较的同时进行截面比较,能够高效而且有

效地执行癌等疾病部位的存在 / 鉴别诊断。

[0100] [第2实施方式的变形例]

[0101] 下面对本发明的三维图像诊断系统的第2实施方式的变形例进行说明。

[0102] 该变形例示出的三维图像诊断系统10B是将3D方向传感器65安装在超声波图像诊断装置19的超声波探头33上时的例子。其它结构和作用与第2实施方式示出的三维图像诊断系统10A没有不同,所以相同的结构采用相同的符号,简化或者省略说明。

[0103] 该变形例的三维图像诊断系统10B的整体结构和图1至图3示出的三维图像诊断系统10没有不同。三维图像诊断系统10B在图9示出的三维图像诊断系统10A的超声波图像诊断装置19的超声波探头33上安装了3D方向传感器65。

[0104] 在超声波探头33上,采用一维阵列探头,4D机械探头,或者实时3D探头,在该超声波探头33上,取代3D位置传感器55,安装3D方向传感器65。

[0105] 安装了3D方向传感器65的三维图像诊断系统10B的具有代表性的工作流程和第1实施方式示出的三维图像诊断系统10的工作流程相比,步骤3~10的内容不同,其它步骤的内容是相同的。

[0106] 在第1实施方式的三维图像诊断系统10的步骤3示出的超声波图像诊断装置19的监视器32上,在收集·显示3D超声波图像紧接之前或者紧接之后,显示作为超声波的通常摄像的实时2D摄像的超声波图像,拍摄作为位置对准截面适当的超声波图像的一截面图像并进行显示。

[0107] 利用来自安装在超声波探头33上的3D方向传感器65的3D方向传感信息,自动计算该超声波图像的超声波截面所对应的3DCT图像摄像空间的旋转方向。

[0108] 在计算超声波图像的位置对准截面的旋转方向时,前提条件是,已知3D方向传感计测坐标空间和3DCT摄像坐标空间的关系(3D坐标间的旋转矩阵)。在该前提条件下,通过预先确定和决定3D位置传感器65的空间(3D)坐标的发送系统的床57的相对关系,能够利用旋转矩阵作为固定值。

[0109] 因为基于超声波图像的位置对准截面的旋转方向,计算相对于超声波图像截面侧的3DCT截面的方向矢量,所以能够基于该方向矢量的方向,自动显示和超声波截面大致同一方向的3DCT截面图像。

[0110] 而且,通过执行3DCT画面的位移操作,能够探索和超声波截面图像大致相同的超声波截面。

[0111] 在超声波截面图像和CT截面图像这2画面显示在超声波图像诊断装置19的监视器32的左右的阶段,能够将连接诊断中心的旋转中心和特征点的线作为方向矢量线图示。之后的步骤和第1实施方式的步骤11之后的步骤同样进行图像处理。

[0112] 这样,通过对3D超声波图像和3DCT图像(或者3DMRI图像)互补地执行截面比较,能够高效而且有效地执行癌等疾病部位的存在 / 鉴别诊断。

[0113] 而且,在本发明的实施方式和变形例中,示出的是,相比较的2个3D图像中的一个3D超声波图像,另一个是其它的医用诊断模态的3D图像,例如3DCT图像、3DMRI图像的场合。但是,也可以将同一医用模态,例如同一超声波图像诊断装置中时间上不同的3D图像之间作为比较对象。

[0114] 例如,在1次医用诊断检查内连续拍摄造影超声波3D图像的场合,也可以以RFA

等的治疗效果判断为目的,将治疗前的造影超声波 3D 图像和治疗后的造影超声波 3D 图像作为比较对象,更高效而且有效地执行疾病部位的存在 / 鉴别诊断。

[0115] 在本发明的三维图像诊断系统中,

[0116] 1. 连续地执行造影超声波 3D 图像摄像,暂时将这些多个 3D 图像保存在记录介质 20 中,其中同时显示 2 个时间相位容积。

[0117] 2. 在一个 VR 图像 (3DCT 图像、3DMRI 图像) 的 PC 面上,从疾病阴影中指定 1 点,将该指定点作为中心点使 PC 截面旋转,显示适当的截面图像作为诊断图像。

[0118] 3. 之后,可以激活同步显示・操作功能,使二个时间相位的造影超声波 3D 图像上的操作彼此同步联动,更加高效而且有效地执行疾病部位的存在和鉴别诊断。

[0119] 而且,在 JP-A2005-169070 中,公开了使超声波 2D 图像和 3D 图像 (例如 3DDT 图像) 对应而显示的技术。在该技术中,为了使超声波 2D 图像和 3D 图像对应,除了需要执行图像之间的位置对准操作之外,需要检测超声波探头的位置和姿势的位置传感器。与此相对的是,在本发明的第 1 实施方式的三维图像诊断系统中,虽然执行矢量 A、B 的位置对准和图像的微调操作,但不需要位置传感器。而且,在本发明的第 2 实施方式的三维图像诊断系统中,采用了位置传感器,但仅仅设定矢量 A、B 就足够了,不需要执行矢量 A、B 的位置对准操作。

[0120] 如上所述,利用上述各实施方式的三维图像诊断系统,能够利用三维超声波图像,简单且容易地执行任意截面中的局部超声波图像和整体 3D 诊断模态图像的互补截面比较。

[0121] 而且,本发明不局限于上述各实施方式,在实施阶段,在不脱离其主旨的范围内,能够对构成要素进行变形并具体化。而且,能够通过对上述实施方式中公开的多个构成要素进行适当组合,形成各种实施方式。例如,可以从实施方式的全部构成要素中去掉几个构成要素。也可以对不同实施方式的构成要素进行适当组合。

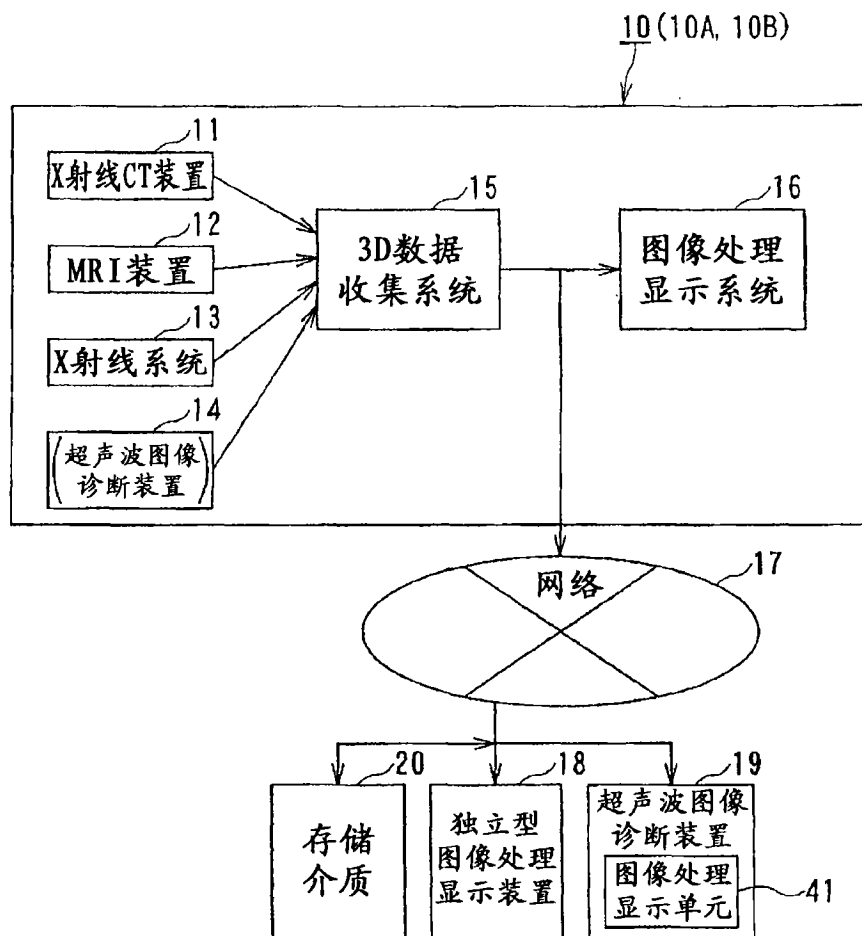
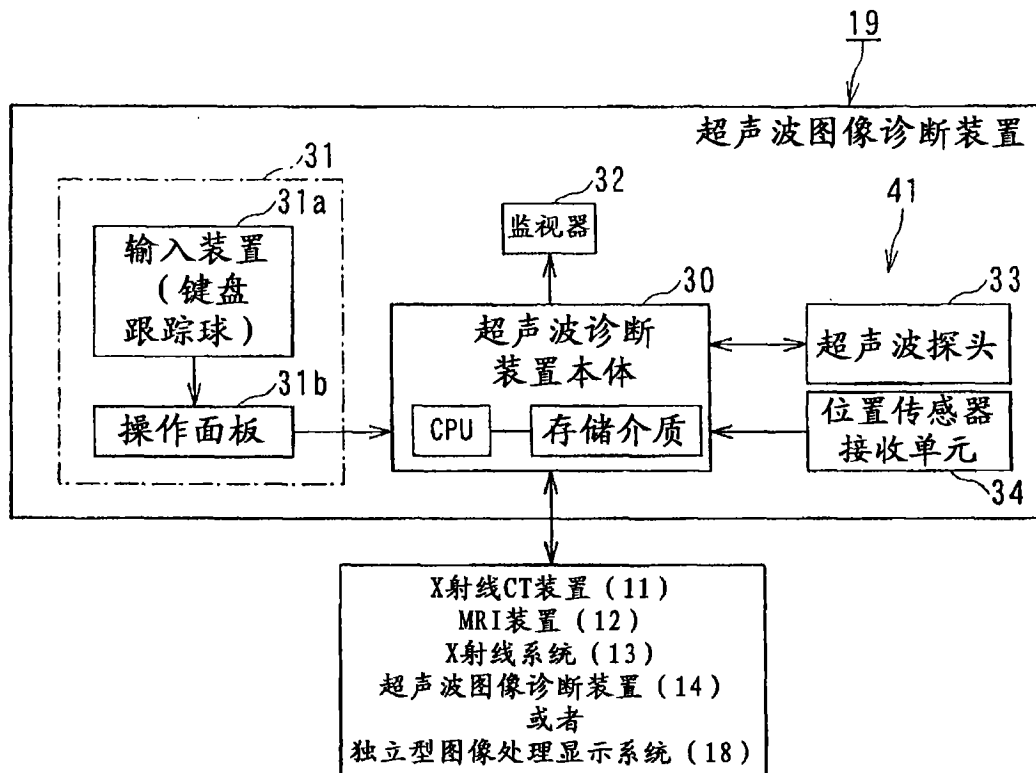
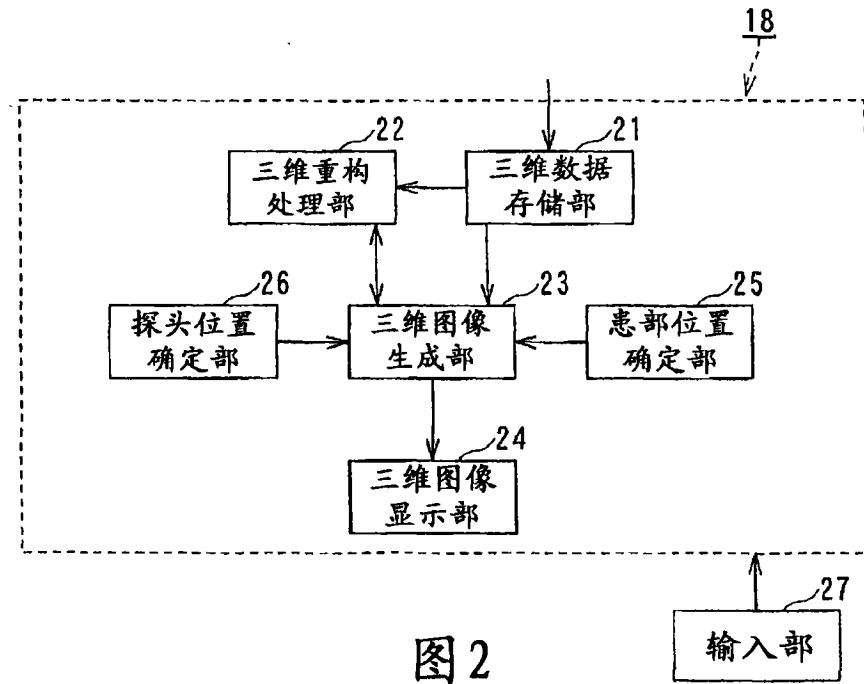


图 1



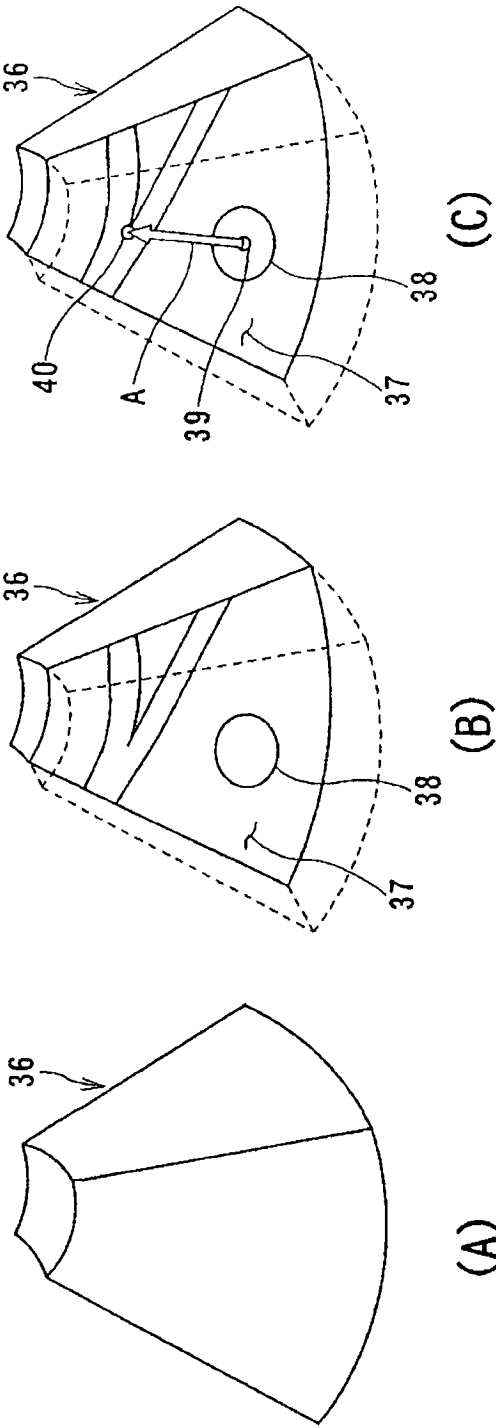


图4

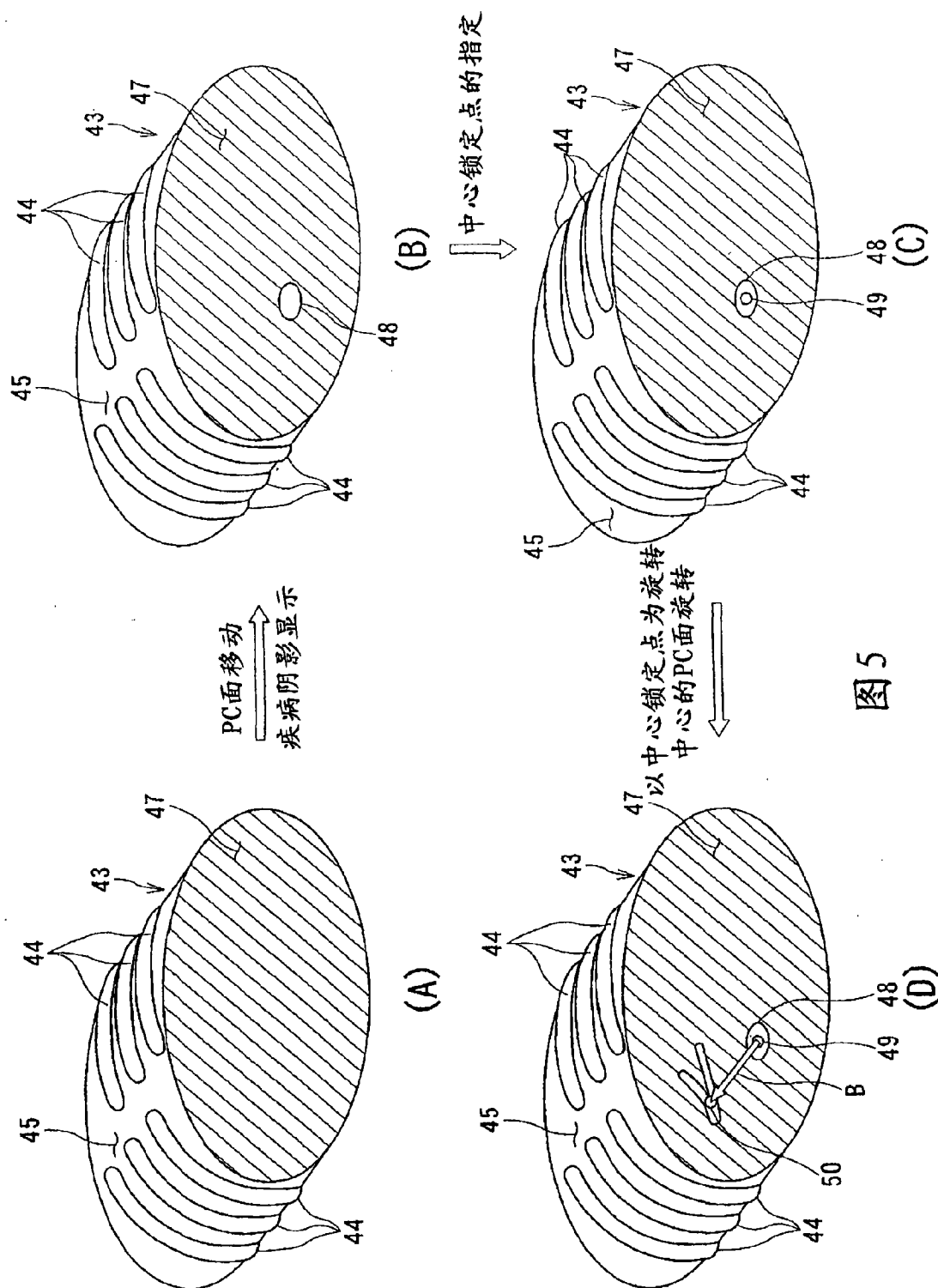


图5

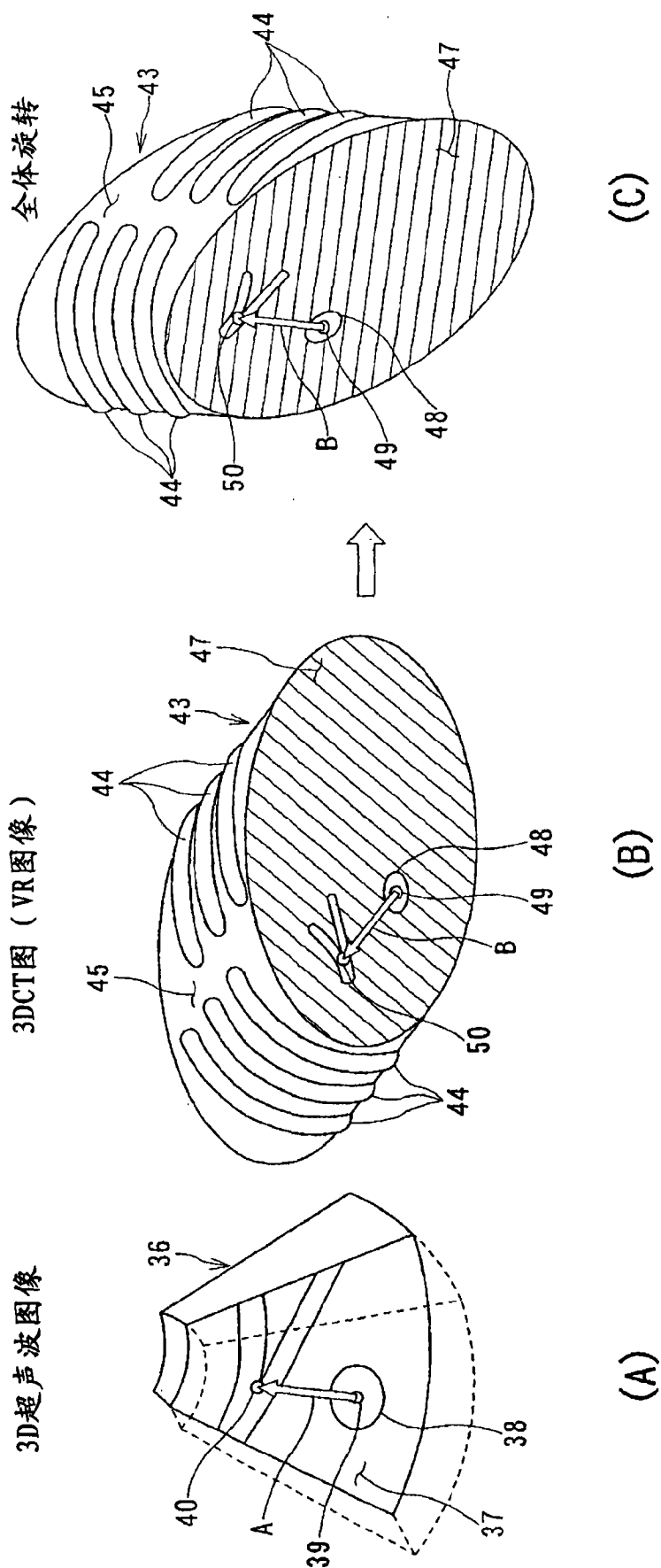


图6

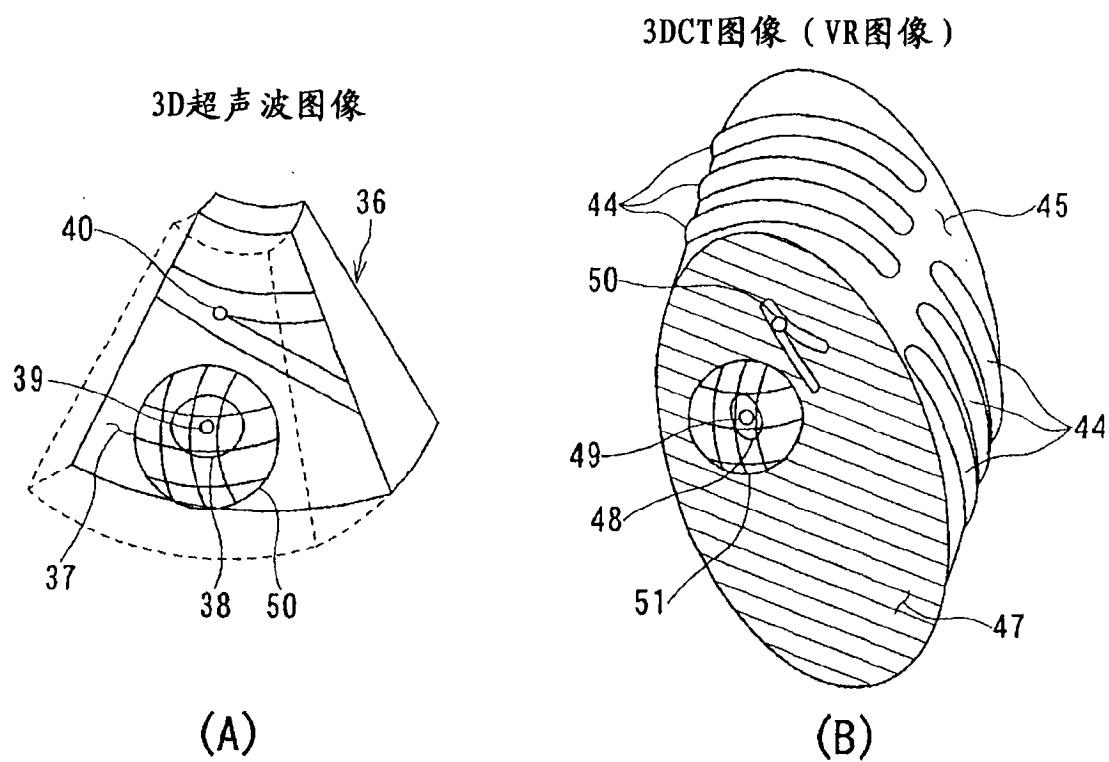


图 7

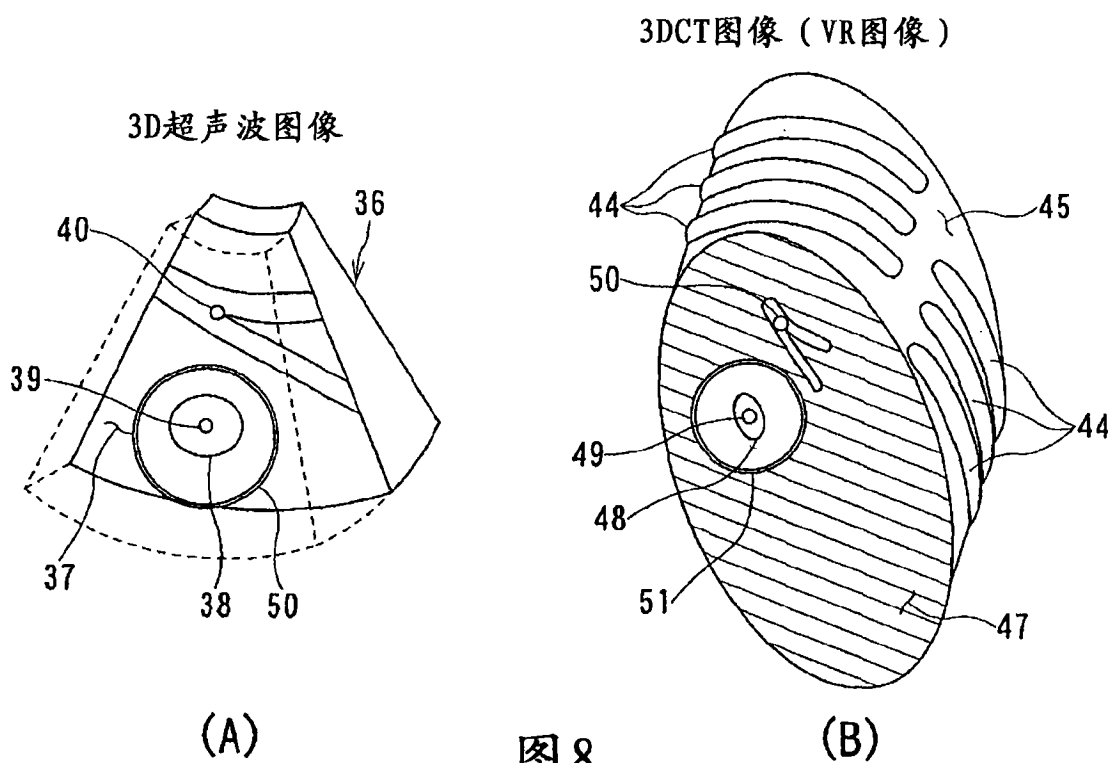


图 8

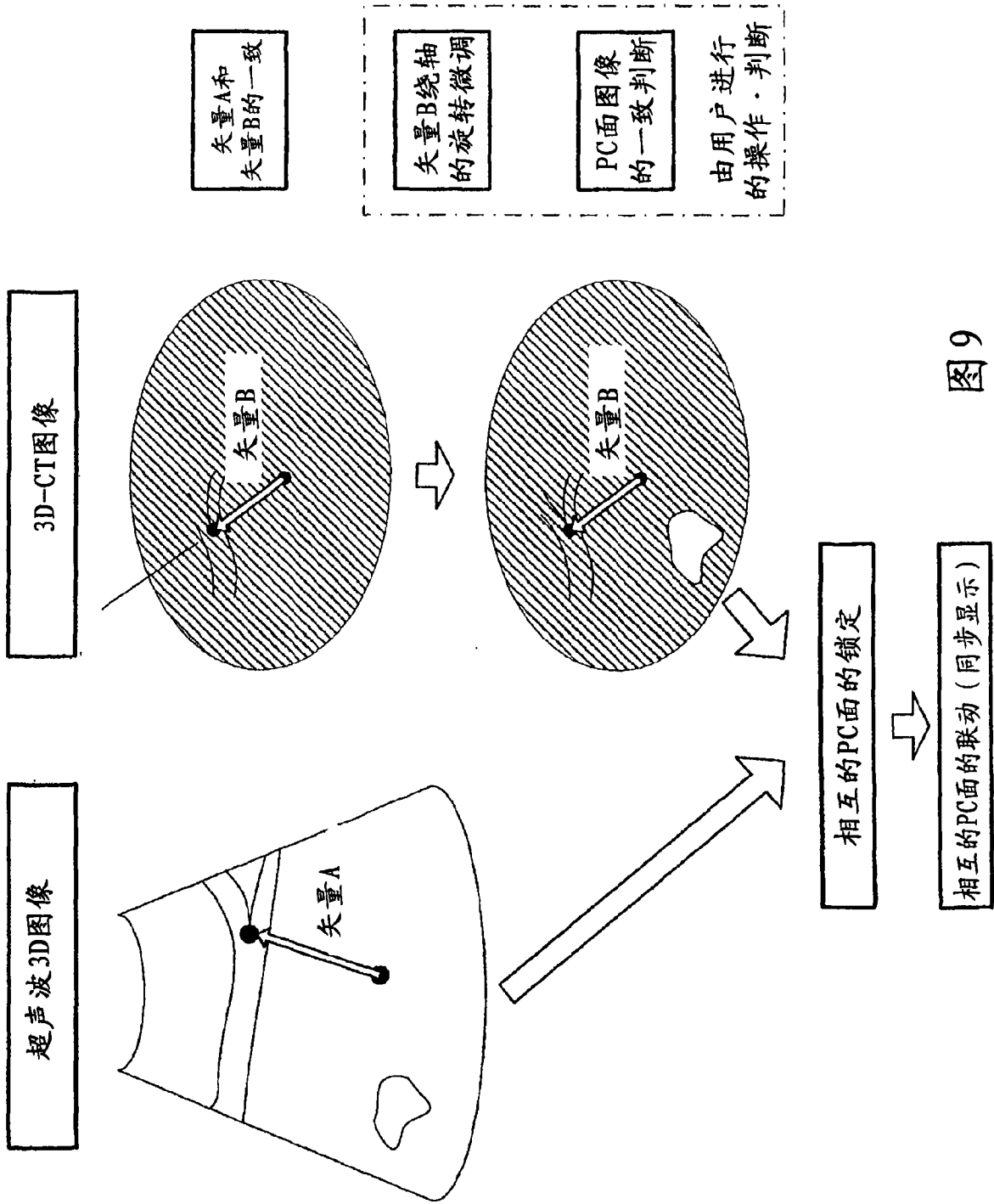


图9

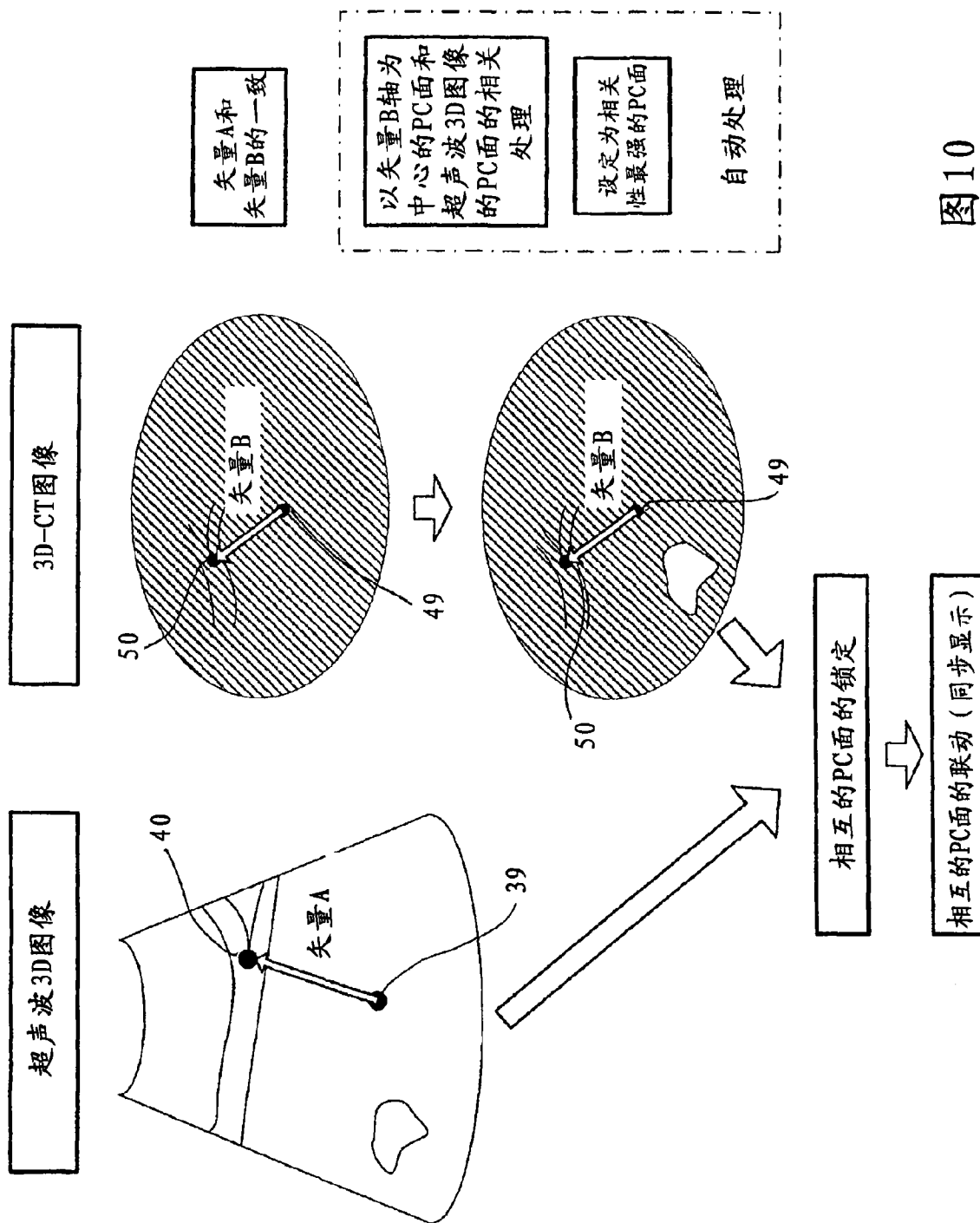


图10

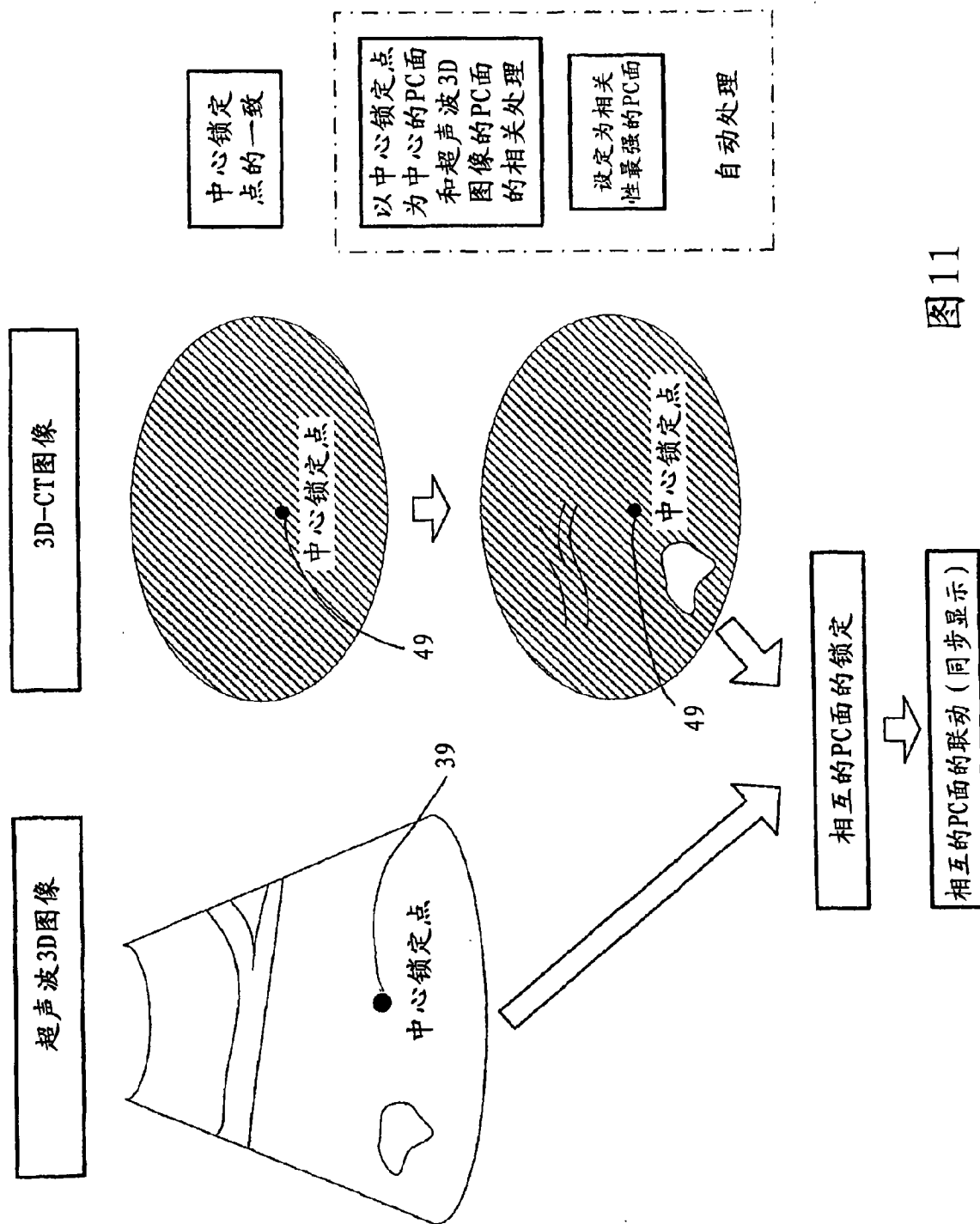


图11

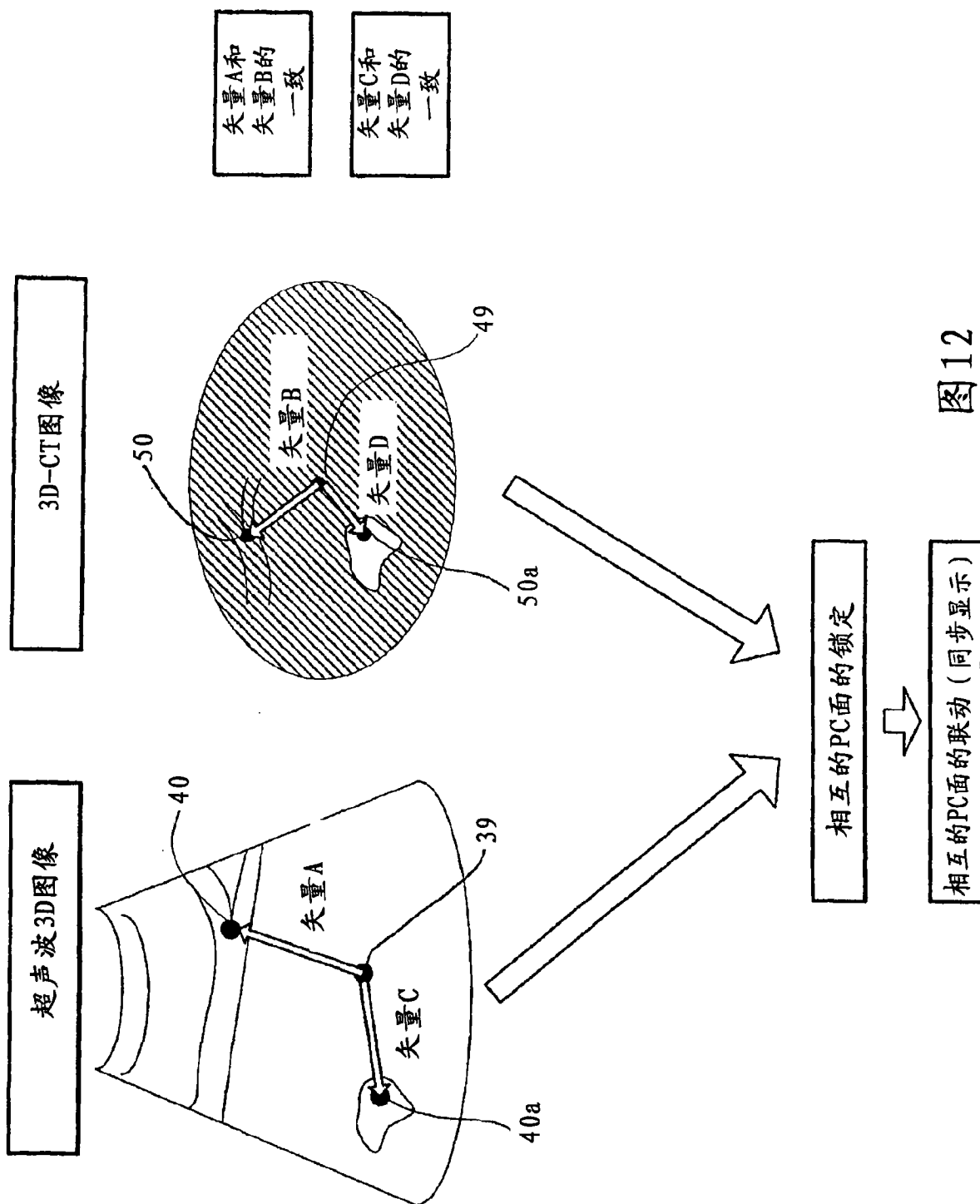


图12

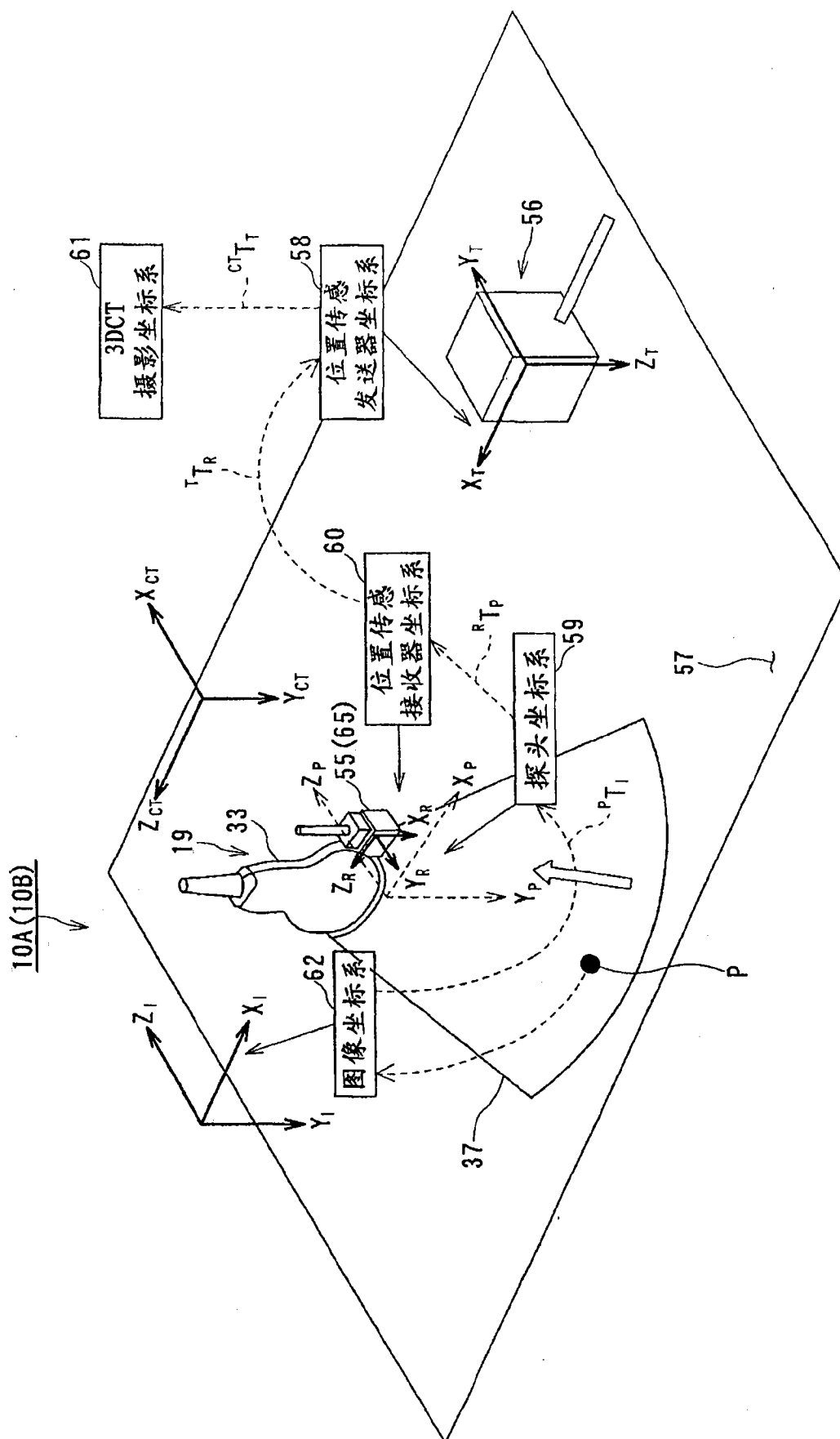


图13

专利名称(译)	三维图像诊断系统		
公开(公告)号	CN101336843B	公开(公告)日	2012-04-25
申请号	CN200810100395.7	申请日	2008-01-11
[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	山形仁		
发明人	山形仁		
IPC分类号	A61B19/00 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/13 A61B8/4245 G01S15/899 G06T2219/028 A61B8/483 G01S7/52074 G06T2219/2004 G01S15/8993 A61B6/12 A61B6/032 G01S15/8915 G06T19/00 A61B8/0833 G06F19/321 A61B6/5247 A61B6/466 G01S15/8929 G01S7/52084 A61B8/5238 A61B8/4254 G16H30/20 G16H50/20		
审查员(译)	陈淑珍		
优先权	2007003742 2007-01-11 JP		
其他公开文献	CN101336843A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的三维图像诊断系统的特征在于，在执行三维图像的收集和显示的三维图像诊断系统(10)中，具有：可以从包含被检体的疾病部位的容积数据中收集、显示任意截面的三维图像的超声波图像诊断装置(19)；从来自该超声波图像诊断装置(19)以外的医用图像诊断模式(11、12、13、14)的容积数据中收集、显示和上述任意截面的三维图像大致相同的截面的三维图像的三维医用图像诊断装置(14、15)；图像处理显示单元(41)，可以分别同步地显示来自上述两图像诊断装置(19、11；12、13、14)的多个三维图像或者来自相同的医用图像诊断模式(13；11、12)的时间相位不同的容积数据间的大致上同一截面的多个三维图像。

