

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 1/00 (2006.01)
A61B 8/12 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710112578.6

[43] 公开日 2008 年 1 月 2 日

[11] 公开号 CN 101095609A

[22] 申请日 2007.6.21

[21] 申请号 200710112578.6

[30] 优先权

[32] 2006.6.29 [33] JP [31] 2006-180435

[71] 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 川岛知直 生熊聪一 小幡里织
小室雅彦

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司
代理人 黄纶伟

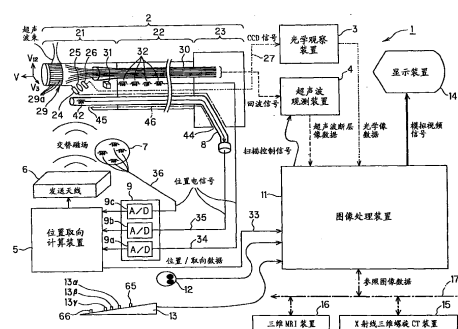
权利要求书 3 页 说明书 45 页 附图 22 页

[54] 发明名称

体腔内探测装置

[57] 摘要

本发明提供一种体腔内探测装置，其可以检测体腔内探测器的插入形状和实时图像的方向，并且减小辐射损害，可以生成包括体腔内探测器的插入形状和实时图像的方向的引导图像，在插入到体内的作为体腔内探测器的超声波内窥镜(2)前端的硬性部(21)内，设有获取超声波的回波信号的超声波振子阵列(29)，并在其附近设置图像位置取向检测用线圈(31)，在挠性部(22)的长度方向设置插入形状检测用线圈(32)等，生成包括挠性部(22)的插入形状、和根据回波信号生成的作为实时图像的超声波断层像的方向等的引导图像。



1. 一种体腔内探测装置，该体腔内探测装置具有：插入到被检体的体腔内的体腔内探测器；生成所述体腔内探测器的插入形状的插入形状生成单元；根据人体的三维数据生成所述人体的三维图像的三维图像生成单元；以及合成所述插入形状和所述三维图像的合成单元，所述体腔内探测装置的特征在于，

所述体腔内探测器具有：硬性部，其用于将图像信号获取单元固定设置到对所述体腔内的插入侧，该图像信号获取单元获取用于生成所述被检体内的图像的信号；以及位于比所述硬性部偏跟前侧的位置的挠性部，

所述体腔内探测装置具有：

图像生成单元，其根据所述图像信号获取单元获取的信号生成所述被检体内的实时图像；

15 图像位置取向检测用元件，其相对于所述硬性部固定了位置；

插入形状检测用元件，其沿着所述挠性部设有多个；

可以接触到所述被检体的被检体检测用元件；

检测单元，其检测所述图像位置取向检测用元件的由位置和取向构成的 6 个自由度、所述多个插入形状检测用元件的各自位置、以及所述被检体检测用元件的位置或取向，并将检测结果作为检测值进行输出；以及

图像指标生成单元，其生成表示所述图像生成单元生成的所述被检体内的所述实时图像的位置和取向的图像指标，

所述合成单元以所述检测单元输出的检测值为基础，合成所述插入形状和所述图像指标以及所述三维图像，生成用于引导所述挠性部和所述实时图像相对于所述被检体的位置和取向的三维引导图像。

2. 根据权利要求 1 所述的体腔内探测装置，其中，所述体腔内探测装置具有接触单元，该接触单元固定地内置有所述被检体检测用元件，同时或依次接触到所述被检体的规定位置，

所述检测单元将所述被检体检测用元件接触到所述被检体而得到的位置中的所述规定位置作为检测值而进行输出，

所述合成单元以所述检测单元输出的检测值为基础，对齐所述插入形状和所述图像指标以及所述三维图像的位置而对它们进行合成，生成
5 用于引导所述挠性部和所述实时图像相对于所述被检体的位置和取向的三维引导图像。

3. 根据权利要求 2 所述的体腔内探测装置，其中，所述挠性部具有管状通道，

所述接触单元在其前端固定地内置有所述被检体检测用元件，并且
10 所述接触单元通过插通到所述通道中来接触到所述被检体的所述体腔内的规定位置。

4. 根据权利要求 1 所述的体腔内探测装置，其中，所述三维图像生成单元具有提取单元，该提取单元从根据所述被检体拍摄到的三维数据中提取出与脏器或脉管对应的数据，

15 所述三维图像生成单元根据所述提取单元提取出的所述被检体的与所述脏器或所述脉管对应的数据，生成用于表现所述脏器或所述脉管的形状和配置的三维图像，所述合成单元以所述检测单元输出的检测值为基础，合成所述插入形状和所述图像指标以及所述三维图像，生成用于引导所述挠性部和所述实时图像相对于所述被检体的位置和取向的三维
20 引导图像。

5. 根据权利要求 1 所述的体腔内探测装置，其中，所述图像信号获取单元是对所述被检体内进行拍摄而输出图像信号的摄像元件，

所述图像生成单元根据所述图像信号生成光学像作为所述实时图像。

25 6. 根据权利要求 1 所述的体腔内探测装置，其中，所述图像信号获取单元是针对所述被检体内进行超声波的收发而输出回波信号的超声波振子，

所述图像生成单元根据所述回波信号生成超声波断层像作为所述实时图像。

7. 根据权利要求 1 所述的体腔内探测装置，其中，所述图像位置取向检测用元件和所述插入形状检测用元件以及所述被检体检测用元件是磁场产生器或磁场检测器，

所述检测单元使用磁场而进行所述检测。

体腔内探测装置

5 技术领域

本发明涉及一种使用插入体腔内的体腔内探测器诊断体腔内部等的体腔内探测装置。

背景技术

10 以往公知的内窥镜、超声波内窥镜、细径超声波探测器等体腔内探测器被插入消化管、胆胰管、血管等体腔内部，用于进行诊断、治疗。这些体腔内探测器通常在前端设置有 CCD 摄像机等摄像元件或超声波振子。

并且，这些体腔内探测器的惯例是被用作与处理器为一体的体腔内
15 探测装置，处理器根据从摄像元件或超声波振子得到的信号生成光学像或超声波断层像。

另外，近年来公知的体腔内探测装置具有引导功能，用于辅助这些体腔内探测器容易到达目标部位。

其中，作为第 1 以往示例的日本特开 2004-113629 号公报公开的体
20 腔内探测装置，是利用相对于被检体进行超声波收发得到的超声波信号生成超声波图像的超声波诊断装置，其具有：超声波扫描位置检测单元，其用于检测收发超声波的部位的位置；超声波图像生成单元，其根据超声波信号生成超声波图像；以及控制单元，其使与通过超声波扫描位置检测单元得到的位置信息对应的被检体的部位的解剖图像信息，与从具
25 有人体的示意图数据的图像信息保持单元获取的作为引导图像的超声波图像显示在同一画面上。

在该体腔内探测装置中，超声波图像被显示为实时图像。并且，在该体腔内探测装置中，为了检测实际的位置信息，使用产生磁场的发送线圈和接收磁场的接收线圈，其中，某个线圈设在作为体腔内探测器的

超声波内窥镜的插入端，某个线圈安装在被检体上。因此，该体腔内探测装置可以检测被检体的状态，检测收发超声波的被检体的部位的位置。

另一方面，作为第2以往示例的日本特开2002-306403号公报公开的体腔内探测装置，是检测内窥镜的插入形状并获得描画插入形状的图像信号的内窥镜装置，其设有：图像生成单元，其预先从在被检体的CT扫描中三维区域连续的切片断层像生成被检体的三维图像；以及显示单元，其将插入形状与插入形状周围的被检体的三维图像合成并显示。

在该体腔内探测装置中，内窥镜像被显示为实时图像。并且，在该体腔内探测装置中，为了检测实际的插入形状，使用填充在内窥镜的挠性管内的辐射 γ 线的放射性物质，以及组合了通过吸收 γ 线而发光的闪烁器（scintillator）和感光元件的底部检测部和垂直检测部。

在上述的日本特开2004-113629号公报中，记载着可以生成包括体腔内探测器的插入形状和实时图像（在该日本特开2004-113629号公报中为超声波图像）的方向的引导图像。但是，在该公报中用于实施这种技术的结构具有下面所述的不足之处。

第一没有记载检测插入形状的结构。因此，存在不能生成包括插入形状的引导图像的问题。

第二没有记载检测实时图像的方向的结构。尤其没有记载设在前端的体腔内探测器插入端的线圈的安装方法、输出内容、检测自由度。因此，不能检测扫描面相对于体腔内探测器朝向哪个方向。

因此，存在不能生成包括实时图像的方向的引导图像的问题。作为体腔内探测器，在采用日本特开2004-113629号公报记载的电子凸面扫描式超声波内窥镜时，尤其不能检测绕插入轴的扭曲角度，所以该问题更明显。

另外，若假定体腔内探测装置构成为组合了日本特开2004-113629号公报和日本特开2002-306403号公报公开的体腔内探测装置时，则上述问题可以整理如下。

第一，关于不能生成包括插入形状的引导图像的问题，通过与日本特开2002-306403号公报公开的体腔内探测装置组合，可以获得检测插

入形状的结构，所以能够生成包括插入形状的引导图像。

但是，在该日本特开 2002-306403 号公报公开的体腔内探测装置中，使用 γ 线检测插入形状，产生放射线对医生和被检体的辐射损害都较大的新问题。

- 5 第二，关于不能生成包括实时图像的方向的引导图像的问题，在日本特开 2002-306403 号公报中也没有记载检测实时图像的方向的结构，不能解决该问题。

发明内容

- 10 本发明的第一目的在于提供一种体腔内探测装置，其可以检测体腔内探测器的插入形状和实时图像的方向，并且减小辐射损害，可以生成包括两者的引导图像。并且，本发明的第二目的在于提供一种体腔内探测装置，其可以生成包括体腔内探测器的插入形状和实时图像的方向的引导图像。

- 15 本发明的体腔内探测装置具有：插入到被检体的体腔内的体腔内探测器；生成所述体腔内探测器的插入形状的插入形状生成单元；根据人体的三维数据生成所述人体的三维图像的三维图像生成单元；以及合成所述插入形状和所述三维图像的合成单元，所述体腔内探测装置的特征在于，所述体腔内探测器具有：硬性部，其用于将图像信号获取单元固
- 20 定设置到对所述体腔内的插入侧，该图像信号获取单元获取用于生成所述被检体内的图像的信号；以及位于比所述硬性部偏跟前侧的位置的挠性部，所述体腔内探测装置具有：图像生成单元，其根据所述图像信号获取单元获取的信号生成所述被检体内的实时图像；图像位置取向检测用元件，其相对于所述硬性部固定了位置；插入形状检测用元件，其沿
- 25 着所述挠性部设有多个；可以接触到所述被检体的被检体检测用元件；检测单元，其检测所述图像位置取向检测用元件的由位置和取向构成的 6 个自由度、所述多个插入形状检测用元件的各自位置、以及所述被检体检测用元件的位置或取向，并将检测结果作为检测值进行输出；以及图像指标生成单元，其生成表示所述图像生成单元生成的所述被检体内的

所述实时图像的位置和取向的图像指标，所述合成单元以所述检测单元输出的检测值为基础，合成所述插入形状和所述图像指标以及所述三维图像，生成用于引导所述挠性部和所述实时图像相对于所述被检体的位置和取向的三维引导图像。

- 5 根据本发明，可以检测体腔内探测器的插入形状和实时图像的方向，并且减小辐射损害，可以生成包括体腔内探测器的插入形状和实时图像的方向的引导图像。

本发明的目的及效益根据下述具体说明将更加明确。

10 附图说明

图 1 是本发明的实施例 1 的体腔内探测装置的整体结构图。

图 2 是通过使用示例表示体表检测用线圈的示意图。

图 3 是表示体腔内接触探测器的侧视图。

图 4 是表示图像处理装置的结构方框图。

- 15 图 5 是表示存储在参照图像存储部内的参照图像数据的说明图。

图 6 是表示体素 (voxel) 空间的说明图。

图 7 是表示为了表示位置/取向数据而在发送天线上设定原点的正交基底的图。

- 20 图 8 是表示将被检体侧的超声波断层像的中心映射到体素空间上的状态等的说明图。

图 9 是表示将被检体侧的体腔内特征点映射到体素空间上的状态等的说明图。

图 10 是表示通过图像指标生成电路生成图像指标数据的状态的说明图。

- 25 图 11 是表示通过插入形状生成电路生成的插入形状数据的状态的说明图。

图 12 是表示三维人体图像数据的说明图。

图 13 是表示通过合成电路将图像指标数据和插入形状数据嵌入合成存储器内的体素空间中的状态的说明图。

图 14 是表示从被检体的腹侧观察时的三维引导图像数据的说明图。
图 15 是表示从被检体的脚侧观察时的三维引导图像数据的说明图。
图 16 是表示显示在显示装置上的三维引导图像和超声波断层像的图。

5 图 17 是表示本实施例的整体处理内容的流程图。

图 18 是表示图 17 中的参照图像上的体表特征点、体腔内特征点指定处理的具体处理内容的流程图。

图 19 是表示图 17 中的校正值计算处理的具体处理内容的流程图。

图 20 是图 19 中的处理的说明图。

10 图 21 是表示图 17 中的超声波断层像、三维引导图像生成/显示处理的具体处理内容的流程图。

图 22 是表示本发明的实施例 2 的三维引导图像数据的说明图。

图 23 是表示本发明的实施例 3 的三维引导图像数据的说明图。

图 24 是表示本发明的实施例 4 的三维引导图像数据的说明图。

15 图 25 是表示本发明的实施例 5 的三维引导图像数据的说明图。

图 26 是表示本发明的实施例 6 的图像处理装置的结构方框图。

图 27 是表示三维引导图像生成电路 A 生成的三维引导图像数据的说明图。

20 图 28 是表示三维引导图像生成电路 B 生成的三维引导图像数据的说明图。

图 29 是表示显示在显示装置上的三维引导图像和光学像的图。

具体实施方式

以下，参照附图说明本发明的各个实施例。

25 [实施例 1]

参照图 1～图 21 说明本发明的实施例 1。首先，说明本发明的实施例 1 的体腔内探测装置 1 的结构。

如图 1 所示，实施例 1 的体腔内探测装置 1 包括：作为体腔内探测器的电子径向扫描式超声波内窥镜 2、光学观察装置 3、超声波观测装置

4、位置取向计算装置 5、发送天线 6、体表检测用线圈 7、体腔内接触探测器 8、A/D 单元部 9、图像处理装置 11、鼠标 12、键盘 13、和显示装置 14，它们通过信号线相连接。

在体腔内探测装置 1 的外部设有 X 射线三维螺旋 CT 装置(X-ray 3 dimensional computer tomography system)15、三维 MRI 装置(3 dimensional magnetic resonance imaging system) 16、及连接它们的光通信和 ADSL 等快速网络 17。X 射线三维螺旋 CT 装置 15 和三维 MRI 装置 16 经由网络 17 与该体腔内探测装置 1 的图像处理装置 11 连接。

超声波内窥镜 2 具有：硬性部 21，其位于该超声波内窥镜 2 的前端，利用不锈钢等硬质材料构成；尺寸较长的挠性部 22，其位于硬性部 21 的后端侧，利用具有挠性的材料构成；以及操作部 23，其位于挠性部 22 的后端侧（跟前侧），利用硬质材料构成，从而该超声波内窥镜 2 可以插入食道、胃、十二指肠等体腔内部。另外，硬性部 21 和挠性部 22 形成插入体腔内的插入部。

在硬性部 21 上，按照下面所述那样进行光学摄像并获取图像信号的图像信号获取单元固定设置在硬性部 21 上。

在硬性部 21 上设有利用玻璃罩形成的光学观察窗 24，在该光学观察窗 24 的内侧设有形成光学像的物镜 25、和配置在其成像位置的作为摄像元件的例如 CCD（charge coupled device）摄像机 26。并且，与该光学观察窗 24 相邻地设有向体腔内部照射照明光的未图示的照明光照射窗（照明窗）。

CCD 摄像机 26 通过信号线 27 与光学观察装置 3 连接。未图示的照明光照射窗构成为照射照明光来对体腔内部进行照明。体腔表面的像从光学观察窗 24 经由物镜 25 成像于 CCD 摄像机 26 上，来自 CCD 摄像机 26 的 CCD 信号经由信号线 27 输出给光学观察装置 3，所述光学观察装置 3 为生成光学像的实时图像的图像生成单元。

并且，在该硬性部 21 上还固定设置有进行带有音频地进行摄像而获取回波（echo）信号作为图像信号的图像信号获取单元。

硬性部 21 的例如圆柱状前端部分被切断成为细细的长方形状，在插

入轴的周围设有以环状排列成阵列状的超声波振子群，利用该超声波振子群形成超声波振子阵列 29。

构成超声波振子阵列 29 的各个超声波振子 29a 分别通过信号线 30 经由操作部 23，与生成基于超声波的实时图像的作为图像生成单元的超声波观测装置 4 连接。超声波振子阵列 29 的环的中心是后面叙述的基于
5 径向扫描的超声波束的旋转中心。

在此，按照图 1 所示定义固定在硬性部 21 上的标准正交基底（各个方向的单位向量） V 、 V_3 、 V_{12} 。

即， V 与硬性部 21 的长度方向（插入轴方向）平行，如后面所述，
10 该 V 成为超声波断层像的法线方向向量。与该向量 V 正交的 V_3 是 3 点方向向量，而 V_{12} 是 12 点方向向量。

在硬性部 21 内，作为图像位置取向检测用元件的图像位置取向检测用线圈 31 相对于超声波振子阵列 29 固定设置在超声波振子阵列 29 的环的中心的极近位置。图像位置取向检测用线圈 31 被设定为按照指向向量
15 V 和 V_3 这两个方向（轴）的方式沿两轴方向卷绕的线圈形成为一体，以便可以检测向量 V 和 V_3 这两个方向。

在挠性部 22 内，为了检测构成超声波内窥镜 2 的插入部的该挠性部 22 的插入形状，沿着插入轴例如以一定间隔设有多个插入形状检测用线圈 32。

20 如图 1 所示，插入形状检测用线圈 32 是沿一轴方向卷绕的线圈，以使其绕线轴方向与挠性部 22 的插入轴方向一致的方式被固定在挠性部 22 内部。另外，硬性部 21 可以根据上述图像位置取向检测用线圈 31 的位置进行检测。

因此，插入形状检测用元件更加准确地讲，由设在硬性部 21 内的图像位置取向检测用线圈 31、和设在挠性部 22 内的插入形状检测用线圈
25 32 构成。

另外，用于检测插入形状的作为插入形状检测用元件的多个插入形状检测用线圈 32，例如也可以只设在挠性部 22 的前端侧部分，以检测超声波内窥镜 2 的插入部的前端侧部分的插入形状。

在本实施例中,通过采用多个插入形状检测用线圈 32 作为插入形状检测用元件,可以使用磁场进行插入形状的检测。由此,为了检测插入形状,医生和患者(被检体)可以不遭受放射线辐射。

在挠性部 22 的前端附近设有可自由弯曲的弯曲部的情况居多,也可以只在 5 该弯曲部附近设置多个插入形状检测用线圈 32。

位置取向计算装置 5 构成检测图像位置取向检测用线圈 31 的位置和取向等的检测单元,其通过信号线与发送天线 6、构成 A/D 单元部 9 的多个 A/D 单元 9a、9b、9c、以及内置了插入形状生成单元、三维图像生成单元、合成单元和图像指标生成单元等的图像处理装置 11 连接。

10 其中,位置取向计算装置 5 和图像处理装置 11 例如通过基于 RS-232C 规格的电缆 33 相连接。

发送天线 6 利用绕线轴的取向不同的多个未图示的发送线圈构成,这些发送线圈例如被一起收纳在长方体的壳体中。多个发送线圈分别与位置取向计算装置 5 连接。

15 A/D 单元 9i ($i=a\sim c$) 包括放大所输入的模拟信号的未图示的放大器、和采样所放大的信号并转换为数字数据的未图示的模数转换电路。

A/D 单元 9a 通过信号线 34 分别与图像位置取向检测用线圈 31 和多个插入形状检测用线圈 32 相连接。

A/D 单元 9b 通过信号线 35 与尺寸较长的体腔内接触探测器 8 连接。

20 A/D 单元 9c 通过信号线 36 分别与多个体表检测用线圈 7 连接。

另外,图 1 和后面叙述的图 4 中的各个箭头线表示以下所述的信号、数据的流向。

(a) 第 1: 点线为与光学像相关的信号、数据的流向,

(b) 第 2: 虚线为与超声波断层像相关的信号、数据的流向,

25 (c) 第 3: 实线为与位置相关的信号、数据及对其加工生成的数据的流向,

(d) 第 4: 单点划线为参照图像数据及对其加工生成的数据的流向,

(e) 第 5: 粗线为与将超声波断层像数据(后述)和三维引导图像数据(后述)合成后的最终显示画面相关的信号、数据的流向,

(f) 第 6: 曲线为与除此以外的控制相关的信号、数据的流向。

图 2 表示形成被检体检测用元件的体表检测用线圈 7。

体表检测用线圈 7 由分别沿一轴方向卷绕的 4 个线圈构成, 各个线圈利用胶带、带子、捆绑带等固定在被检体 37 的体表上并可以自由装卸, 具体地讲固定在腹部体表的具有特征的点上 (以下简称为体表特征点), 用于对该体表特征点进行使用了磁场的位置检测。

在正常的上部内窥镜检查中, 被检体 37 采取左侧向下地横躺在床 38 上的所谓左侧卧位姿势, 将内窥镜从口部插入, 所以在图 2 中也以该姿势进行描画。

在本实施例中, 对于体表特征点, 说明骨骼上具有特征的部位“剑突”(xiphoid process)、骨盆(pelvis)左侧的“左髂前上棘”(left anterior superior iliac spine)、骨盆右侧的“右髂前上棘”(right anterior superior iliac spine)、左右髂前上棘中间的脊椎上的“腰椎棘突”(spinous process of vertebral body)这 4 点。

医生可以通过触摸这 4 点来确定位置。并且, 这 4 点不在同一平面上, 而形成将以剑突为原点朝向其他特征点的 3 个向量作为基本向量的斜交坐标系(un-orthogonal reference frame)。在图 2 中利用粗线表示该斜交坐标系。

图 3 表示体腔内接触探测器 8。体腔内接触探测器 8 具有利用挠性材料构成的外筒 41。在该外筒 41 内部的前端处固定设有体腔内检测用线圈 42, 在该外筒 41 的后端设有连接器 43。

如图 3 所示, 体腔内检测用线圈 42 通过沿一轴方向卷绕的线圈固定在体腔内接触探测器 8 的前端。体腔内检测用线圈 42 被固定成为使其绕线轴方向与体腔内接触探测器 8 的插入轴方向一致。并且, 该体腔内检测用线圈 42 用于体腔内接触探测器 8 的前端接触到的体腔内的关注部位等的位置检测。

如图 1 所示, 超声波内窥镜 2 在操作部 23 设置处理器具插入口作为第 1 开口 (以下为了简化称为钳子口) 44, 以便将钳子等从操作部 23 经过挠性部 22 一直插入到硬性部 21, 在硬性部 21 设置具有作为第 2 开口

的突出口 45 的管状处理器具通道 46。

该处理器具通道 46 构成为使体腔内接触探测器 8 可以从钳子口 44 插通，并从突出口 45 突出来。突出口 45 的开口方向形成为在体腔内接触探测器 8 从突出口 45 突出来时，使体腔内接触探测器 8 进入光学观察窗 24 的光学视场范围内。

图 4 表示内置了插入形状生成单元、三维图像生成单元、合成单元和图像指标生成单元等的图像处理装置 11。

图像处理装置 11 具有匹配电路 51、图像指标生成电路 52、插入形状生成电路 53、通信电路 54、参照图像存储部 55、插值电路 56、三维人体图像生成电路 57、合成电路 58、旋转转换电路 59、生成不同的两个视线方向的三维引导图像的三维图像生成电路 60（以下表述为三维引导图像生成电路 A 和三维引导图像生成电路 B）、混合电路 61、显示电路 62 和控制电路 63。

匹配电路 51 被输入从位置取向计算装置 5 输出的位置/取向数据，位置取向计算装置 5 构成检测插入形状检测用元件等的位置和取向的检测单元。

并且，该匹配电路 51 按照规定的转换式映射如后面所述那样在正交坐标轴 0-xyz 中计算的位置/取向数据，计算在正交坐标轴 0'-x'y'z'上的新的位置/取向数据。

并且，匹配电路 51 把该新的位置/取向数据作为位置/取向映射数据，输出给生成图像指标数据的图像指标生成电路 52、和生成插入形状数据的插入形状生成电路 53。

通信电路 54 在其内部设置有大容量的快速的通信调制解调器，经过网络 17 与生成人体的三维数据的 X 射线三维螺旋 CT 装置 15 和三维 MRI 装置 16 连接。

参照图像存储部 55 由可以保存大容量数据的硬盘驱动器等构成。参照图像存储部 55 存储多个参照图像数据作为解剖图像信息。

如图 5 所示，参照图像数据是从 X 射线三维螺旋 CT 装置 15 和三维 MRI 装置 16 经过网络 17 得到的被检体 37 的断层像的数据。在本实施例

中,以下把参照图像数据设为与被检体 37 的体轴(从头到脚的轴)垂直、节距为 0.5mm~几 mm、一边为几十 cm 的正方形断层像的数据。

在获得被检体 37 的断层像时,相比于 X 射线三维螺旋 CT 装置 15,更多地使用三维 MRI 装置 16,由此可以降低或消除被检体 37 受到的 X 射线辐射。

为了便于说明,对图 5 中的参照图像存储部 55 内的参照图像数据赋予 1 号到 N 号的序号。

在此,按照图 5 所示,关于相对于多个参照图像数据固定的正交坐标轴 $0'-x'y'z'$ 及其标准正交基底(各个轴方向的单位向量) $i'j'k'$,将原点 $0'$ 定义在 1 号参照图像数据的最左下部,并定义在参照图像数据上。

如图 4 所示,插值电路 56 和合成电路 58 分别内置有海量存储器(volume memory) VM。为了便于说明,以下将设在插值电路 56 中的海量存储器 VM 称为插值存储器 56a,将设在合成电路 58 中的海量存储器称为合成存储器 58a。

海量存储器 VM 构成为可以存储大容量的数据。对于海量存储器 VM 的一部分存储区域分配了体素空间。如图 6 所示,体素空间由具有对应于正交坐标轴 $0'-x'y'z'$ 的地址的存储单元(以下称为体素)构成。

图 4 所示的生成三维人体图像的三维人体图像生成电路 57 和进行旋转转换的旋转转换电路 59,内置有未图示的快速处理器,以便快速进行基于亮度的体素和像素的提取、旋转转换、相似转换、平行移动等图像处理。

显示电路 62 具有切换其输入的开关 62a。开关 62a 具有输入端子 α 、输入端子 β 、输入端子 γ 和一个输出端子。输入端子 α 连接在参照图像存储部 55 上。输入端子 β 连接在光学观察装置 3 的未图示的输出端子上。输入端子 γ 连接在混合电路 61 上。输出端子连接在显示光学像、超声波断层像和三维引导图像等的显示装置 14 上。

控制电路 63 通过未图示的信号线连接在图像处理装置 11 内的各部分及各个电路上,以便可以向各部分及各个电路输出指令。控制电路 63 通过控制线直接连接在超声波观测装置 4、鼠标 12 和键盘 13 上。

如图 1 所示, 在键盘 13 上设有体腔内特征点指定键 65、扫描控制键 66、显示切换键 13α 、显示切换键 13β 和显示切换键 13γ 。

在显示切换键 13α 或 13β 或 13γ 被按动后, 控制电路 63 向显示电路 62 输出将开关 62a 向输入端子 α 或 β 或 γ 切换的指令。开关 62a 在显示切换
5 键 13α 被按动时向输入端子 α 进行切换, 在显示切换键 13β 被按动时向输入端子 β 进行切换, 在显示切换键 13γ 被按动时向输入端子 γ 进行切换。

依次说明上述的 (a) 第 1: 至 (f) 第 6: 的信号、数据。(a) 按照利用点线表示的第 1 光学像的相关信号、数据的流向, 说明本实施例的作用。

10 硬性部 21 的未图示的照明光照射窗向光学视场范围侧照射照明光。CCD 摄像机 26 拍摄光学视场范围内的物体并对其进行光电转换而向光学观察装置 3 输出 CCD 信号。

光学观察装置 3 以所输入的 CCD 信号为基础, 生成光学视场范围内的实时图像的数据, 将该数据作为光学像数据输出给图像处理装置 11 内
15 的显示电路 62 的开关 62a 的输入端子 β 。

(b) 按照第 2 超声波断层像的相关信号、数据的流向, 说明本实施例的作用。

医生按动扫描控制键 66 后, 控制电路 63 向超声波观测装置 4 输出用于指示后面叙述的径向扫描的 ON/OFF 控制的扫描控制信号。

20 超声波观测装置 4 选择构成超声波振子阵列 29 的超声波振子 29a 中一部分且为多个的超声波振子 29a, 发送脉冲电压状的激励信号。

该一部分且为多个的超声波振子 29a 接收激励信号, 并转换为介质的疏密波即超声波。

此时, 超声波观测装置 4 对各个激励信号施加延时, 以使各个激励
25 信号到达各个超声波振子 29a 的时间不同。该延时的值 (延时量) 被调整成为当各个超声波振子 29a 所激励的超声波在被检体 37 内重叠时, 使它们形成一个超声波束。

超声波束向超声波内窥镜 2 外部进行照射, 来自被检体 37 内的反射波沿着与超声波束相反的路径返回各个超声波振子 29a。

各个超声波振子 29a 将反射波转换为电回波信号，按照与激励信号相反的路径向超声波观测装置 4 传递。

超声波观测装置 4 重新选择参与超声波束的形成的多个超声波振子 29a，并再次发送激励信号，以使超声波束在包括超声波振子阵列 29 的
5 环的中心的、与硬性部 21 和挠性部 22 垂直的平面（以下称为径向扫描面）内旋转。这样，超声波束的发送角度逐渐发生变化。通过反复重复该处理，实现所谓的径向扫描。

此时，超声波观测装置 4 根据超声波振子 29a 从反射波转换而得到的回波信号，针对超声波振子阵列 29 的一次径向扫描，生成与硬性部 21
10 的插入轴垂直的一个数字化的超声波断层像数据作为实时图像，输出给图像处理装置 11 的混合电路 61。此时，超声波观测装置 4 将超声波断层像数据加工形成为正方形。

这样，在本实施例中，超声波观测装置 4 重新选择参与超声波束的形成的多个超声波振子 29a，并再次发送激励信号，所以正方形的超声波
15 断层像的例如 12 点方向是根据超声波观测装置 4 作为 12 点方向选择哪个超声波振子 29a 并发送激励信号来确定。

由此，定义超声波断层像的法线方向向量 V 、3 点方向向量 V_3 、12 点方向向量 V_{12} 。另外，超声波观测装置 4 在从法线方向向量 V 的相反方向 $-V$ 观察的方向生成超声波断层像数据。

20 基于超声波振子阵列 29 的径向扫描、基于超声波观测装置 4 的超声波断层像数据的生成和向混合电路 61 的输出是实时地进行的。在本实施例中，超声波断层像被生成为实时图像。

（c）下面，按照第 3 位置的相关信号、数据及将其加工形成的数据的流向，说明本实施例的作用。

25 位置取向计算装置 5 激励发送天线 6 的未图示的发送线圈。发送天线 6 在空间上形成交替磁场。图像位置取向检测用线圈 31 利用超声波检测图像信号获取单元的位置和取向（方向），构成该图像位置取向检测用线圈 31 的沿向量 V 和 V_3 方向卷绕的绕线轴相互正交的两个线圈、以及检测挠性部 22 的插入形状的多个插入形状检测用线圈 32、作为被检体检

测用元件的体腔内检测用线圈 42 和体表检测用线圈 7 分别检测交替磁场，并将交替磁场转换为各自的位置电信号，输出给 A/D 单元 9a、9b、9c。

A/D 单元 9a、9b、9c 通过放大器放大位置电信号，通过模数转换电路进行采样并转换为数字数据，将数字数据输出给位置取向计算装置 5。

然后，位置取向计算装置 5 以来自 A/D 单元 9a 的数字数据为基础，计算图像位置取向检测用线圈 31 的位置和与其正交的绕线轴的方向、即向量 V 和 V_3 。然后，位置取向计算装置 5 计算正交的绕线轴的方向的向量 V 和 V_3 的外积 $V \times V_3$ ，由此计算其余的正交方向即 12 点方向的向量 V_{12} 。这样，位置取向计算装置 5 计算正交的 3 个方向即向量 V 、 V_3 、 V_{12} 。

然后，位置取向计算装置 5 以来自 A/D 单元 9a~9c 的数字数据为基础，计算多个插入形状检测用线圈 32 的各自位置、体表检测用线圈 7 的各自位置、体腔内检测用线圈 42 的各自位置。

然后，位置取向计算装置 5 将图像位置取向检测用线圈 31 的位置和取向、多个插入形状检测用线圈 32 的各自位置、4 个体表检测用线圈 7 的各自位置、以及体腔内检测用线圈 42 的各自位置作为位置/取向数据输出给图像处理装置 11 的匹配电路 51。

下面，具体叙述位置/取向数据。

在本实施例中，如图 7 所示，将原点 0 定义在发送天线 6 上，在医生检查被检体 37 的实际空间上，定义正交坐标轴 0-xyz 及其标准正交基底（各个轴方向的单位向量） i 、 j 、 k 。

把图像位置取向检测用线圈 31 的位置设为 $0''$ 。图像位置取向检测用线圈 31 被固定在超声波振子阵列 29 的环的中心的极近位置，所以位置 $0''$ 与径向扫描的中心以及超声波断层像的中心一致。

在此，按照下面所述定义位置/取向数据。

正交坐标轴 0-xyz 上的图像位置取向检测用线圈 31 的位置 $0''$ 的位置向量 $00''$ 的各方向分量： $(x0, y0, z0)$ ；

表示图像位置取向检测用线圈 31 相对于正交坐标轴 0-xyz 的取向的欧拉角（后面叙述）的各角度分量： (ψ, θ, ϕ) ；

正交坐标轴 0-xyz 上的多个插入形状检测用线圈 32 的各自位置向量的各方向分量: (x_i, y_i, z_i) (i 为 1 到插入形状检测用线圈 32 的总数的自然数);

正交坐标轴 0-xyz 上的 4 个体表检测用线圈 7 的各自位置向量的各
5 方向分量: (x_a, y_a, z_a) 、 (x_b, y_b, z_b) 、 (x_c, y_c, z_c) 、 (x_d, y_d, z_d) ;

正交坐标轴 0-xyz 上的体腔内检测用线圈 42 的位置向量的各方向分量: (x_p, y_p, z_p) ;

此处所说欧拉角指对图 7 中的正交坐标轴 0-xyz 顺序施加绕 z 轴的旋转、绕 y 轴的旋转、再次绕沿 z 轴的旋转而如下面所述那样使各轴的方向一致的角度。
10

旋转后的 $i = V_3$ 、旋转后的 $j = V_{12}$ 、旋转后的 $k = V$, ψ 表示最初的绕 z 轴的旋转角度, θ 表示绕 y 轴的旋转角度, ϕ 表示再次绕 z 轴的旋转角度。

图 7 中的 H 表示从位置 0' 下落至 xy 平面的垂线与 xy 平面之间的交点。其欧拉角的各角度分量 (ψ, θ, ϕ) 相当于图像位置取向检测用线圈 31
15 的取向、即超声波断层像数据的取向。

匹配电路 51 根据以下的第 1、第 2、第 3 和第 4 的数据组, 计算将在正交坐标轴 0-xyz 上表述的位置/取向映射为在正交坐标轴 0'-x'y'z' 上表述的体素空间内的位置/取向的转换式。

关于该计算方法将在后面叙述。并且, 在下述第 1 和第 2 中说明的
20 位置/取向数据根据被检体 37 的体动而产生变化。转换式也伴随被检体 37 的体动变化而重新生成。关于该转换式的重新生成也在后面叙述。

第 1 数据组为在位置/取向数据中的、体表检测用线圈 7 在正交坐标轴 0-xyz 上的位置向量的各方向分量 (x_a, y_a, z_a) 、 (x_b, y_b, z_b) 、 (x_c, y_c, z_c) 、 (x_d, y_d, z_d) , 其中, 所述体表检测用线圈 7 分别安装在被检体 37 的剑突、
25 左髂前上棘、右髂前上棘、腰椎棘突上。

图 8 表示安装在这些部位的体表检测用线圈 7。

第 2 数据组为在位置/取向数据中的正交坐标轴 0-xyz 上的体腔内检测用线圈 42 的位置向量的各方向分量 (x_p, y_p, z_p) 。

在图 9 中, 利用粗点线表示在前端固定内置有体腔内检测用线圈 42

的体腔内接触探测器 8。

第 3 数据组为关于 1~N 号的参照图像数据中任一个数据上的、各个剑突、左髂前上棘、右髂前上棘、腰椎棘突，分别从这些部位起最接近体表的像素在正交坐标轴 $0'-x'y'z'$ 上的坐标 (x_a', y_a', z_a') 、 (x_b', y_b', z_b') 、
5 (x_c', y_c', z_c') 、 (x_d', y_d', z_d') 。

这些像素预先由医生在 1~N 号的参照图像数据中任一个数据上进行指定。关于该指定方法将在后面叙述。

图 9 利用黑圈●和白圈○表示这些像素。 (x_a', y_a', z_a') 、 (x_b', y_b', z_b') 、 (x_c', y_c', z_c') 、 (x_d', y_d', z_d') 如图 4 所示，被作为体表特征点坐标而从参
10 照图像存储部 55 读出到匹配电路 51 中。

第 4 数据组为关于 1~N 号的参照图像数据中任一个数据上的、相当于十二指肠乳头的像素在正交坐标轴 $0'-x'y'z'$ 上的坐标 (x_p'', y_p'', z_p'') 。

这些像素预先由医生在 1~N 号的参照图像数据中任一个数据上进行指定。

关于该指定方法将在后面叙述。在图 9 中，利用 p'' 表示该像素。第 4 像素的坐标 (x_p'', y_p'', z_p'') 如图 4 所示，被作为体腔内特征点坐标而从
15 参照图像存储部 55 读出到匹配电路 51 中。

然后，匹配电路 51 按照上述转换式映射在正交坐标轴 $0-xyz$ 中计算出的位置/取向数据上，计算出在正交坐标轴 $0'-x'y'z'$ 中的新的位置/取向
20 数据。

然后，匹配电路 51 把该新的位置/取向数据作为位置/取向映射数据，输出给图像指标生成电路 52 和插入形状生成电路 53。

图像指标生成电路 52 根据在正交坐标轴 $0-xyz$ 上的图像位置取向检测用线圈 31 的位置 $0''$ 的位置向量 $00''$ 的各方向分量 (x_0, y_0, z_0) 、与表示
25 图像位置取向检测用线圈 31 相对于正交坐标轴 $0-xyz$ 的取向的欧拉角的角度分量 (ψ, θ, ϕ) 的合计 6 个自由度的位置/取向映射数据，生成图像指标数据，输出给合成电路 58。

图 10 表示该状态。即，根据图 10 中上侧的位置/取向映射数据，生成图 10 中下侧所示的图像指标数据。

该图像指标数据是向平行四边形的超声波断层像标记 M_u 合成了例如蓝色的前端方向标记 M_d (在图 10 中表述为蓝)、和黄绿色的箭头状的 6 点方向标记 M_t (在图 10 中表述为黄绿) 而得到的正交坐标轴 $0'-x'y'z'$ 上的图像数据。

5 插入形状生成电路 53 根据图像位置取向检测用线圈 31 的位置 $0''$ 的位置向量 $00''$ 的各方向分量 (x_0, y_0, z_0)、与多个插入形状检测用线圈 32 在正交坐标轴 $0-xyz$ 中的各自位置向量的各方向分量 (x_i, y_i, z_i) 的位置/取向映射数据, (通过插值及标记生成处理) 生成插入形状数据, 输出给合成电路 58。

10 图 11 表示该状态。插入形状数据是将图像位置取向检测用线圈 31 和多个插入形状检测用线圈 32 的各自位置顺序连接插值得到的绳状插入形状标记 M_s 、与表示各个线圈位置的线圈位置标记 M_c 合成而得到的正交坐标轴 $0'-x'y'z'$ 上的图像数据。

(d) 下面, 按照第 4 的参照图像数据和将其加工生成的数据的流向,
15 说明本实施例的作用。

医生事前利用 X 射线三维螺旋 CT 装置 15 和三维 MRI 装置 16, 对被检体 37 获取沿着被检体 37 的整个腹部的参照图像数据。

医生按动键盘 13 的规定的键或利用鼠标 12 选择画面上的菜单, 来指示获取参照图像数据。与此同时, 医生也指示获取目标。按照该指示,
20 控制电路 63 指示通信电路 54 参照图像数据的获取及其获取目标。

例如, 在获取目标是 X 射线三维螺旋 CT 装置 15 时, 通信电路 54 从网络 17 获取多个二维 CT 图像作为参照图像数据, 存储在参照图像存储部 55 中。

在利用 X 射线三维螺旋 CT 装置 15 进行拍摄时, 在拍摄之前, 从被
25 检体 37 的血管注入 X 射线造影剂, 使大动脉 (aorta)、肠系膜上静脉 (superior mesenteric vein) 等血管 (广义上讲是脉管)、和包括许多血管的器官在二维 CT 图像上以高亮度或中亮度进行显示, 以便容易与周围的组织之间形成亮度差异。

并且, 例如在获取目标是三维 MRI 装置 16 时, 通信电路 54 从网络

17 获取多个二维 MRI 图像作为参照图像数据，存储在参照图像存储部 55 中。

在利用三维 MRI 装置 16 进行拍摄时，在拍摄之前，从被检体 37 的血管注入核磁共振的灵敏度较大的 MRI 用造影剂，使大动脉、肠系膜上
5 静脉等血管、和包括许多血管的器官在二维 MRI 图像上以高亮度或中亮度进行显示，以便容易与周围的组织之间形成亮度差异。

以后，作为获取目标，医生选择 X 射线三维螺旋 CT 装置 15 时和选择三维 MRI 装置 16 时的作用相同，所以只说明选择 X 射线三维螺旋 CT 装置 15 作为获取目标，通信电路 54 获取多个二维 CT 图像作为参照图像
10 数据时的作用。

图 5 表示存储在参照图像存储部 55 中的参照图像数据的示例。由于 X 射线造影剂的作用，大动脉、肠系膜上静脉等血管以高亮度进行造影，胰腺（pancreas）等包括许多末梢血管的器官以中亮度进行造影，十二指肠（duodenum）等以低亮度进行造影。

15 插值电路 56 从参照图像存储部 55 读出 1 号到 N 号的所有参照图像数据。然后，插值电路 56 将所读出的参照图像数据嵌入插值存储器 56a 的体素空间中。

具体地讲，向具有对应于像素的地址的体素输出参照图像数据的各个像素的亮度。然后，插值电路 56 以相邻的参照图像数据的亮度值为基础进行插值，利用数据填充空着的体素。这样，体素空间内的所有体素
20 被填满了以参照图像数据为基础的数据（以下称为体素数据）。

三维人体图像生成电路 57 分别按照亮度值域从插值电路 56 中提取高亮度值的体素（主要是血管）、中亮度值的体素（主要是胰腺等包括许多末梢血管的器官），按照亮度进行分类并着色。

25 然后，三维人体图像生成电路 57 将所提取的体素作为三维人体图像数据嵌入到合成电路 58 的合成存储器 58a 的体素空间中。此时，三维人体图像生成电路 57 在进行嵌入时，使所提取的体素在插值存储器 56a 内的体素空间中的地址与在合成存储器 58a 内的体素空间中的地址相同。

图 12 表示三维人体图像数据的示例。在图 12 所示的例子中，三维

人体图像数据是针对高亮度的血管即大动脉和肠系膜上静脉、及中亮度的器官即胰腺提取的数据，血管被着色为红色，胰腺被着色为绿色，表示把被检体 37 的头侧作为右侧、把脚侧作为左侧，从腹侧进行观察时的三维数据。

- 5 三维人体图像生成电路 57 也具有提取脏器和血管等的提取单元的功能。另外，也可以将该提取单元设在三维引导图像生成电路 A、B 侧。并且，在三维引导图像生成电路 A、B 侧生成三维引导图像时，也可以选择脏器和血管。

10 合成电路 58 将图像指标数据和插入形状数据嵌入到合成存储器 58a 内的体素空间中。图 13 表示该状态。

在图 13 中，为了便于说明，省略了存在于体素空间的三维人体图像数据（利用图 14 等表示不省略三维人体图像数据的情况）。这样，合成电路 58 在相同体素空间内，将三维人体图像数据和图像指标数据以及插入形状数据嵌入到相同的合成存储器内，从而将它们合成为一组数据（以下称为合成三维数据）。

15

旋转转换电路 59 读出合成三维数据，按照来自控制电路 63 的旋转指示信号，对合成三维数据实施旋转处理。

三维引导图像生成电路 A 对合成三维数据实施删除暗面、附加阴影等渲染（rendering）处理，生成可以输出到画面上的图像数据（以下称为三维引导图像数据）。

20

三维引导图像数据的默认的方向为始于人体腹侧的方向。因此，三维引导图像生成电路 A 生成从被检体 37 的腹侧方向进行观察的三维引导图像数据。另外，作为三维引导图像数据的默认的方向，设为始于人体腹侧的方向，但也可以生成始于背侧的方向的三维引导图像数据。并且，还可以生成始于其他方向的三维引导图像数据。

25

该三维引导图像生成电路 A 将从被检体腹侧观察到的三维引导图像数据输出给混合电路 61。图 14 表示该三维引导图像数据。图 14 中的右侧表示被检体头侧，左侧表示被检体脚侧。

在图 14 所示的三维引导图像数据中，使图像指标数据中的超声波断

层像标记 Mu 成为半透明状,从而可以透视观看图像指标数据的 6 点方向标记 Mt 和前端方向标记 Md、及插入形状数据的插入形状标记 Ms 和线圈位置标记 Mc。

对于其他脏器,使超声波断层像标记 Mu 不透明,使得看不到超声波断层像标记 Mu 的背侧部分。在图 14 中,利用虚线表示位于超声波断层像标记 Mu 的背侧、而且与超声波断层像标记 Mu 重叠的各个标记。

三维引导图像生成电路 B 对施加了旋转处理的合成三维数据实施删除暗面、附加阴影等渲染处理,生成可以输出到画面上的三维引导图像数据。

10 在本实施例中,作为一例,表示根据医生利用鼠标 12、键盘 13 进行的输入,使来自控制电路 63 的旋转指示信号使得三维引导图像数据旋转 90 度,从而成为从脚侧观察的指示内容的情况。

因此,三维引导图像生成电路 B 生成在从被检体脚侧的方向观察到的三维引导图像数据。

15 三维引导图像生成电路 B 将从被检体脚侧观察到的三维引导图像数据输出给混合电路 61。图 15 表示该三维引导图像数据。图 15 中的右侧表示被检体右侧,左侧表示被检体左侧。

在图 15 所示的三维引导图像数据中,使图像指标数据中的超声波断层像标记 Mu 成为半透明状,从而可以透视观看图像指标数据的 6 点方向标记 Mt 和前端方向标记 Md、及插入形状数据的插入形状标记 Ms 和线圈位置标记 Mc。

对于其他脏器,使超声波断层像标记 Mu 不透明,使得看不到超声波断层像标记 Mu 的背侧部分。在图 15 中,利用虚线表示位于超声波断层像标记 Mu 的背侧、而且与超声波断层像标记 Mu 重叠的各个标记。

25 另外,图 15 中的超声波断层像标记 Mu 的显示是超声波断层像标记 Mu 的法线与观察视线即显示装置 14 的画面法线不一致正对的、即非正对的显示。

(e) 下面,按照将第 5 的超声波断层像数据和三维引导图像数据合成后的最终显示画面的相关信号、数据的流向,说明本实施例的作用。

图 4 中的混合电路 61 排列来自超声波观测装置 4 的超声波断层像数据、来自三维引导图像生成电路 A 的从腹侧观察被检体 37 时的三维引导图像数据、以及来自三维引导图像生成电路 B 的从脚侧观察被检体 37 时的三维引导图像数据，并生成显示用的混合数据。

5 显示电路 62 把该混合数据转换为模拟视频信号输出给显示装置 14。

显示装置 14 以该模拟视频信号为基础，排列显示超声波断层像、从脚侧观察被检体 37 时的三维引导图像数据、和从腹侧观察时的三维引导图像数据，使它们可以得到对比。

如图 16 所示，显示装置 14 对表现在三维引导图像上的各个器官，
10 以对应于原来的参照图像数据上的亮度值的颜色，按照器官分颜色显示。

在图 16 的显示例中，胰腺显示为绿色，大动脉、肠系膜上静脉显示为红色。在图 16 中，利用虚线表示位于超声波断层像标记 Mu 的背侧、而且与超声波断层像标记 Mu 重叠的各个标记。

并且，如图 16 中利用空心箭头表示的那样，两个三维引导图像与径
15 向扫描面的移动联动着移动。

(f) 下面，按照第 6 的与控制相关的信号、数据的流向，说明本实施例的作用。

图 4 中的图像处理装置 11 内的匹配电路 51、图像指标生成电路 52、插入形状生成电路 53、通信电路 54、参照图像存储部 55、插值电路 56、
20 三维人体图像生成电路 57、合成电路 58、旋转转换电路 59、三维引导图像生成电路 A、三维引导图像生成电路 B、混合电路 61 和显示电路 62，按照来自控制电路 63 的指令得到控制。

关于控制的具体情况将在后面叙述。

以下，按照医生的使用方式，说明本实施例的图像处理装置 11、键
25 盘 13、鼠标 12、显示装置 14 的整体作用。图 17 是其整体流程图，步骤 S1~S4 的各个处理按照该顺序执行。

第一个步骤 S1 是参照图像数据上的体表特征点、体腔内特征点指定处理。即，在该步骤 S1 中，进行在参照图像数据上指定体表特征点和体腔内特征点的处理。

在后面的步骤 S2 中, 医生将体表检测用线圈 7 固定在被检体 37 上。医生使被检体 37 保持使其左侧卧躺的体位, 即所谓的左侧卧位。医生触摸诊断被检体 37, 将体表检测用线圈 7 固定在最接近 4 个体表特征点、即剑突、左髂前上棘、右髂前上棘、以及腰椎棘突的体表上的位置。

5 后面的步骤 S3 是校正值计算处理。

在该步骤 S3 中, 图像处理装置 11 进行以下处理: 获取体腔内特征点的位置/取向数据, 计算使在正交坐标轴 0-xyz 上表现的位置/取向数据映射到在正交坐标轴 0'-x'y'z'上表现的体素空间内的位置/取向映射数据上的转换式, 再根据体腔内特征点的位置/取向数据计算转换式的校正值。

10 在后面的步骤 S4 中, 进行超声波断层像和三维引导图像生成/显示处理。该步骤 S4 是生成并显示超声波断层像和三维引导图像的处理。

下面, 具体说明图 17 中的步骤 S1 的处理、即参照图像数据上的体表特征点、体腔内特征点指定处理。

15 图 18 表示图 17 中的步骤 S1 所示的在参照图像数据上指定体表特征点和体腔内特征点的处理的具体情况。

在第一个步骤 S1-1 中, 医生按下显示切换键 13 α 。控制电路 63 向显示电路 62 输出指令。显示电路 62 的开关 62a 根据指令切换到输入端子 α 上。

20 在后面的步骤 S1-2 中, 医生使用鼠标 12 和键盘 13, 指定 1~N 号的任一个参照图像数据。

在后面的步骤 S1-3 中, 控制电路 63 使显示电路 62 读出存储在参照图像存储部 55 中的 1~N 号的任一个参照图像数据中、所指定的参照图像数据。

25 显示电路 62 将来自参照图像存储部 55 的参照图像数据转换为模拟视频信号, 向显示装置 14 输出参照图像数据。显示装置 14 显示参照图像数据。

在后面的步骤 S1-4 中, 医生使用鼠标 12 和键盘 13, 在参照图像数据上指定体表特征点。具体情况如下所述。

医生使得对所显示的参照图像数据映射被检体 37 的 4 个体表特征

点、即剑突、左髂前上棘、右髂前上棘、以及腰椎棘突中任一方。如果没有映射任一方,则返回步骤 S1-2,医生重新指定其他的参照图像数据,重复显示不同的参照图像数据,直到在步骤 S1-3 中显示出所映射的参照图像数据。

- 5 医生使用鼠标 12 和键盘 13,在所显示的参照图像数据上指定相当于最接近被检体 37 的体表面上的 4 点、即剑突、左髂前上棘、右髂前上棘、以及腰椎棘突的体表面上的点的像素。

利用图 8 和图 9 中的黑圈●和白圈○表示所指定的点。在本实施例中,为了便于说明,说明剑突○映射在 $n1$ 号 ($1 \leq n1 \leq N$) 的参照图像数据上,左髂前上棘、右髂前上棘、腰椎棘突●映射在 $n2$ 号 ($1 \leq n2 \leq N$) 的参照图像数据上的情况。

在图 8 和图 9 中,为了便于说明,在 $n2$ 号参照图像数据上的相当于剑突的位置,利用○表示了剑突。

15 在后面的步骤 S1-5 中,医生使用鼠标 12 和键盘 13 指定体腔内特征点 P'' 。在本实施例中,作为体腔内特征点 P'' ,以十二指肠乳头(胆总管在十二指肠上的开口部: duodenal papilla)为例进行说明。具体情况如下所述。

医生使用鼠标 12 和键盘 13 指定 1~N 号的任一个参照图像数据。

20 控制电路 63 使显示电路 62 通过未图示的信号线读出存储在参照图像存储部 55 中的 1~N 号的任一个参照图像数据中、所指定的参照图像数据。

显示电路 62 将所读出的参照图像数据输出给显示装置 14。显示装置 14 显示该参照图像数据。如果所显示的参照图像数据没有映射被检体 37 的体腔内特征点即十二指肠乳头,则医生重新指定其他的参照图像数据,重复显示不同的参照图像数据,直到显示所映射的参照图像数据。

25 医生使用鼠标 12 和键盘 13,在所显示的参照图像数据上指定相当于被检体 37 的体腔内的点即十二指肠乳头的像素。

利用图 9 中的 P'' 表示所指定的点。在本实施例中,为了便于说明,说明十二指肠乳头 P'' 映射在 $n2$ 号 ($1 \leq n2 \leq N$) 的参照图像数据上的情况。

在后面的步骤 S1—6 中, 控制电路 63 对于相当于在步骤 S1—4 中指定的各个体表特征点的各个像素、和相当于在步骤 S1—5 中指定的体腔内特征点 P' 的像素, 根据在参照图像数据上的地址计算形成于体素空间中的正交坐标轴 $0'-x'y'z'$ 上的坐标, 输出给匹配电路 51。

- 5 把相当于在步骤 S1—4 中指定的各个体表特征点的各个像素在正交坐标轴 $0'-x'y'z'$ 上的坐标的计算值设为 (xa', ya', za') 、 (xb', yb', zb') 、 (xc', yc', zc') 、 (xd', yd', zd') 。

把相当于在步骤 S1—5 中指定的体腔内特征点的像素在正交坐标轴 $0'-x'y'z'$ 上的各个坐标的计算值设为 (xp'', yp'', zp'') 。

- 10 匹配电路 51 存储该坐标。在该步骤 S1—6 结束后, 转入图 17 中的步骤 S2。并且, 在该步骤 S2 的处理之后, 转入图 17 中的步骤 S3 的校正值计算处理。

图 19 表示步骤 S3 的校正值计算处理的具体情况。如上所述, 该步骤 S3 进行以下处理: 获取体腔内特征点的位置/取向数据, 计算出使在正交坐标轴 $0-xyz$ 上表现的位置/取向数据映射到在正交坐标轴 $0'-x'y'z'$ 上表现的体素空间内的位置/取向映射数据上的转换式, 再根据体腔内特征点的位置/取向数据计算转换式的校正值。

- 20 在步骤 S3 的校正值计算处理开始后, 在第一个步骤 S3—1 中, 医生按下显示切换键 13 β 。对应于该指示, 控制电路 63 向显示电路 62 输出指令。显示电路 62 的开关 62a 根据指令切换到输入端子 β 上。

然后, 在步骤 S3—2 中, 显示电路 62 把来自光学观察装置 3 的光学像数据转换为模拟视频信号, 向显示装置 14 输出光学像。显示装置 14 显示光学像。

- 25 在后面的步骤 S3—3 中, 医生将超声波内窥镜 2 的硬性部 21 和挠性部 22 插入到被检体 37 的体腔内。

在后面的步骤 S3—4 中, 医生一面观察光学像一面移动硬性部 21, 寻找体腔内特征点。医生发现体腔内特征点后, 使硬性部 21 向体腔内特征点附近移动。

在后面的步骤 S3—5 中, 医生一面观察光学像一面将体腔内接触探

测器 8 从钳子口 44 插入，使其从突出口 45 突出来。并且，医生在光学像视场下使体腔内接触探测器 8 的前端接触体腔内特征点。

图 20 表示该状态。在图 20 中，在显示画面上显示了光学像。在光学像中，作为体腔内特征点的示例，显示有十二指肠乳头 P 和体腔内接触探测器 8。

在后面的步骤 S3-6 中，医生按下体腔内特征点指定键 65。

在后面的步骤 S3-7 中，控制电路 63 向匹配电路 51 输出指令。匹配电路 51 根据指令从位置取向计算装置 5 获取位置/取向数据并存储。在该位置/取向数据中包含前面叙述的以下两种数据。

10 正交坐标轴 0-xyz 上的 4 个体表检测用线圈 7 的各自位置向量的各方向分量、即此时为 4 个体表特征点在正交坐标轴 0-xyz 中的坐标： (x_a, y_a, z_a) 、 (x_b, y_b, z_b) 、 (x_c, y_c, z_c) 、 (x_d, y_d, z_d) ；以及

正交坐标轴 0-xyz 上的体腔内检测用线圈 42 的位置向量的各方向分量、即此时为体腔内特征点在正交坐标轴 0-xyz 中的坐标： (x_p, y_p, z_p) 。

15 在后面的步骤 S3-8 中，匹配电路 51 根据体表特征点的坐标生成表述第 1 映射的第 1 转换式。具体情况如下所述。

首先，匹配电路 51 存储以下内容。

第一是相当于在步骤 S1 中指定的各个体表特征点的各个像素在体素空间内的正交坐标轴 0'-x'y'z'中的各个坐标：

20 (x'_a, y'_a, z'_a) 、 (x'_b, y'_b, z'_b) 、 (x'_c, y'_c, z'_c) 、 (x'_d, y'_d, z'_d) ；

第二是相当于在步骤 S1 中指定的体腔内特征点的像素在体素空间内的正交坐标轴 0'-x'y'z'中的坐标：

(x''_p, y''_p, z''_p) ；

25 第三是在步骤 S3-7 中获取的体表特征点在正交坐标轴 0-xyz 中的各个坐标：

(x_a, y_a, z_a) 、 (x_b, y_b, z_b) 、 (x_c, y_c, z_c) 、 (x_d, y_d, z_d) ；

第四是在步骤 S3-7 中获取的体腔内特征点在正交坐标轴 0-xyz 中的坐标：

(x_p, y_p, z_p) 。

匹配电路 51 根据其中第三的各个坐标 (x_a, y_a, z_a) 、 (x_b, y_b, z_b) 、 (x_c, y_c, z_c) 、 (x_d, y_d, z_d) 、和第一的各个坐标 (x_a', y_a', z_a') 、 (x_b', y_b', z_b') 、 (x_c', y_c', z_c') 、 (x_d', y_d', z_d') ，生成表述使正交坐标轴 0-xyz 上的任意点成为体素空间内的正交坐标轴 0'-x'y'z'上的点的第 1 映射的第 1 转换式。

5 该第 1 映射和第 1 转换式被定义如下。

如图 8 所示，使用作为体表特征点的剑突、左髂前上棘、右髂前上棘、以及腰椎棘突，在被检体 37 上和体素空间内（在图 8 中表述为参照图像数据，而其实是在对这些向量插值得到的数据空间内）假设（设定）把从剑突朝向其他点的 3 个向量作为基本向量的、两个斜交坐标系。

10 所说第 1 映射指从被检体 37 到体素空间的映射，其中，“正交坐标轴 0-xyz 上的任意点的、利用被检体 37 上的斜交坐标系表述的坐标”、和“正交坐标轴 0'-x'y'z'上的该任意点映射后的点的、利用体素空间内的斜交坐标系表述的坐标”相同。

并且，所说第 1 转换式指把“任意点在正交坐标轴 0-xyz 上的坐标”
15 转换为“体素空间内的第 1 映射后的点在正交坐标轴 0'-x'y'z'上的坐标”的式。

例如图 8 所示，把图像位置取向检测用线圈 31 的位置、即径向扫描的中心而且是超声波断层像的中心 0''通过第 1 映射进行映射后的点设为 Q'。

20 把点 Q'在正交坐标轴 0'-x'y'z'上的坐标设为 (x_0', y_0', z_0') 。如果使用第 1 转换式，则点 0''在正交坐标轴 0-xyz 上的坐标 (x_0, y_0, z_0) 被转换为点 Q'在正交坐标轴 0'-x'y'z'上的坐标 (x_0', y_0', z_0') 。

在后面的步骤 S3—9 中，匹配电路 51 如图 9 所示，根据第 1 转换式将体腔内特征点 P 映射到体素空间内的点 P'上。体腔内特征点 P 在正交
25 坐标轴 0-xyz 上的坐标是 (x_p, y_p, z_p) 。把第 1 映射后的点 P'在正交坐标轴 0'-x'y'z'上的坐标定义为 (x_p', y_p', z_p') 。

在后面的步骤 S3—10 中，匹配电路 51 根据点 P'在体素空间内的正交坐标轴 0'-x'y'z'上的坐标 (x_p', y_p', z_p') 、和相当于在步骤 S1 中指定的体腔内特征点的点 P''在体素空间内的正交坐标轴 0'-x'y'z'上的坐标

(x_p'', y_p'', z_p''), 按照下面所述计算向量 $P'P''$ 。

$$P'P'' = (x_p'', y_p'', z_p'') - (x_p', y_p', z_p') = (x_p'' - x_p', y_p'' - y_p', z_p'' - z_p')$$

在后面的步骤 S3—11 中, 匹配电路 51 存储向量 $P'P''$ 。向量 $P'P''$ 在后面的处理中被用作校正第 1 转换式并生成第 2 转换式的校正值。在该
5 步骤 S3—11 结束后, 转入后面的步骤 S4。

下面, 说明该步骤 S4 的超声波断层像和三维引导图像生成/显示处理。

图 21 表示在步骤 S4 生成并显示被检体 37 的实际超声波断层像和三维引导图像的处理的具体情况。

10 在步骤 S4 的处理开始后, 在第一个步骤 S4—1 中, 医生按下显示切换键 13 γ 。控制电路 63 向显示电路 62 输出指令。显示电路 62 的开关 62a 根据该指令切换到输入端子 γ 上。

在后面的步骤 S4—2 中, 医生按下扫描控制键 66。

15 在后面的步骤 S4—3 中, 控制电路 63 向超声波观测装置 4 输出扫描控制信号。并且, 超声波振子阵列 29 开始径向扫描。

在后面的步骤 S4—4 中, 控制电路 63 向混合电路 61 输出指令。混合电路 61 根据该指令, 逐次获取对应于来自超声波观测装置 4 的径向扫描而输入的超声波断层像数据。

20 在后面的步骤 S4—5 中, 控制电路 63 向匹配电路 51 输出指令。匹配电路 51 根据指令从位置取向计算装置 5 获取位置/取向数据并存储。该获取是瞬时进行的。因此, 匹配电路 51 获取在步骤 S4—4 中由混合电路 61 获取超声波断层像数据的瞬间的包括以下数据的位置/取向数据。

正交坐标轴 0-xyz 上的图像位置取向检测用线圈 31 的位置、即径向扫描的中心而且是超声波断层像的中心 0'' 的位置向量 00'' 的各方向分量:

25 (x_0, y_0, z_0);

图像位置取向检测用线圈 31 相对于正交坐标轴 0-xyz 的取向、即表示超声波断层像的取向的欧拉角的各角度分量:

(ψ, θ, ϕ);

正交坐标轴 0-xyz 上的多个插入形状检测用线圈 32 的各自位置向量

的各方向分量:

(x_i, y_i, z_i) (i 为 1 到插入形状检测用线圈 32 的总数的自然数);

正交坐标轴 0-xyz 上的 4 个体表检测用线圈 7 的各自位置向量的各方向分量:

5 (x_a, y_a, z_a) 、 (x_b, y_b, z_b) 、 (x_c, y_c, z_c) 、 (x_d, y_d, z_d) 。

在后面的步骤 S4—6 中, 匹配电路 51 使用在步骤 S4—5 中获取的位置/取向数据中、正交坐标轴 0-xyz 上的 4 个体表检测用线圈 7 的各自位置向量的各方向分量 (x_a, y_a, z_a) 、 (x_b, y_b, z_b) 、 (x_c, y_c, z_c) 、 (x_d, y_d, z_d) , 更新在步骤 S3 中存储的第 1 转换式。

10 然后, 匹配电路 51 使基于在步骤 S3 中存储的向量 $P'P''$ 的平行移动与更新后的第 1 转换式对应, 来重新生成表述第 2 映射的第 2 转换式。

匹配电路 51 使第 1 转换式和基于向量 $P'P''$ 的平行移动相对应, 来生成表述第 2 映射的第 2 转换式。第 2 映射的概念如下所述。

第 2 映射 = 第 1 映射 + 基于向量 $P'P''$ 的平行移动

15 基于向量 $P'P''$ 的平行移动具有以下所示的校正效果。向量 $P'P''$ 被用作校正值。

将第 1 映射设为从被检体 37 到体素空间的映射, 其中, “正交坐标轴 0-xyz 上的任意点的、利用被检体 37 上的斜交坐标系表述的坐标”、和
20 “正交坐标轴 0'-x'y'z' 上的该任意点映射后的点的、利用体素空间内的斜交坐标系表述的坐标” 相同。

从理想上希望基于体腔内特征点 P 在体素空间内的第 1 映射的映射点 P' 、与相当于在步骤 S1 指定的体腔内特征点的点 P'' 一致。但是, 实际上很难做到准确一致。

其原因是, 因为各种原因使得“正交坐标轴 0-xyz 上的任意点和被
25 检体 37 上的斜交坐标系之间的空间位置关系”、以及“相当于解剖学上的任意点的正交坐标轴 0'-x'y'z' 上的点、和体素空间内的斜交坐标系之间的空间位置关系”不完全一致。

通过本实施例来进行说明时, 因为如下原因: 虽然能够从骨骼上具有特征的体表特征点的各个坐标求出第 1 映射和第 1 转换式, 但是作为

体腔内特征点的十二指肠乳头 P 未必始终处于与骨骼上的体表特征点相同的位置关系。

其原因主要可以列举如下, X 射线三维螺旋 CT 装置 15 和三维 MRI 装置 16 通常以仰卧位进行拍摄, 体位与进行左侧卧位下的超声波内窥镜

2 检查时不同, 所以被检体 37 内的各个器官随着重力而产生位移。

因此, 通过使基于作为校正值的向量 $P'P''$ 的平行移动与第 1 映射对应并形成第 2 映射, 使体腔内特征点 P 的映射点在体素空间内与相当于体腔内特征点的点 P'' 一致。另外, 被检体 37 的其他点, 例如为超声波断层像的中心 O'' , 也通过第 2 映射实现在解剖学上更加准确的一致。

10 在后面的步骤 S4—7 中, 匹配电路 51 使用重新生成的第 2 转换式, 将在步骤 S4—5 中获取的位置/取向数据中的、正交坐标轴 0-xyz 上的超声波断层像的中心 O'' 的位置向量 OO'' 的各方向分量 (x_0, y_0, z_0)、表示图像位置取向检测用线圈 31 相对于正交坐标轴 0-xyz 的取向的欧拉角的角度分量 (ψ, θ, ϕ)、和正交坐标轴 0-xyz 上的多个插入形状检测用线圈 32

15 的各自位置向量的各方向分量 (x_i, y_i, z_i) (i 为 1 到插入形状检测用线圈 32 的总数的自然数) 转换为位置/取向映射数据。

如图 8 所示, 在第 1 转换式中, 超声波断层像的中心 O'' 被映射到体素空间上的点 Q' 上, 但在该步骤中, 通过使用重新生成的第 2 转换式, 如图 9 所示, 超声波断层像的中心 O'' 被映射到体素空间上的点 Q'' 上。表示 Q' 和 Q'' 之间的差异的向量 $Q'Q''$ 与基于第 2 映射的平行移动的校正量

20 一致, 所以与向量 $P'P''$ 相同。即, 下式成立。

$$Q'Q'' = P'P''$$

在后面的步骤 S4—8 中, 图像指标生成电路 52 生成图像指标数据。插入形状生成电路 53 生成插入形状数据。

25 合成电路 58 将三维人体图像数据、图像指标数据和插入形状数据合成, 生成合成三维数据。

旋转转换电路 59 对合成三维数据实施旋转处理。

三维引导图像生成电路 A 和三维引导图像生成电路 B 分别生成三维引导图像数据。

以上各个处理如前面所述。

在后面的步骤 S4-9 中，混合电路 61 排列超声波断层像数据和三维引导图像数据，来生成显示用的混合数据。

显示电路 62 把该混合数据转换为模拟视频信号。

- 5 显示装置 14 以该模拟视频信号为基础，按照图 16 所示，排列显示超声波断层像、从腹侧观察被检体 37 时的三维引导图像、和从脚侧观察时的三维引导图像。

以上各个处理如前面所述。

- 10 在后面的步骤 S4-10 中，控制电路 63 确认在步骤 S4-4~步骤 S4-9 之间，医生是否再次按下扫描控制键 66。

在医生再次按下扫描控制键 66 时，控制电路 63 在此结束上述处理，向超声波观测装置 4 输出用于指示径向扫描的控制 OFF 的扫描控制信号。超声波振子阵列 29 结束径向扫描。

在医生没有再次按下扫描控制键 66 时，处理跳到步骤 S4-4。

- 15 这样，通过重复在步骤 S4-4~步骤 S4-9 中叙述的处理，超声波振子阵列 29 进行一次径向扫描，超声波观测装置 4 生成超声波断层像数据，每当从超声波观测装置 4 向混合电路 61 输入超声波断层像数据时，生成两个新的三维引导图像，并与新的超声波断层像一起实时地更新显示在显示装置 14 的显示画面上。

- 20 即，如图 16 所示，与伴随医生对挠性部 22、硬性部 21 的手动操作的径向扫描面的移动联动，图像指标数据上的超声波断层像标记 Mu、前端方向标记 Md、6 点方向标记 Mt、以及插入形状数据上的插入形状标记 Ms 和线圈位置标记 Mc，也在三维人体图像数据上移动或变形。

本实施例具有以下效果。

- 25 在本实施例中，超声波内窥镜 2 设有：硬性部 21，其用于在对体腔内的插入侧固定设置超声波振子阵列 29，该超声波振子阵列 29 获取用于生成被检体 37 内的超声波断层像的信号；和位于比硬性部 21 偏跟前侧的位置的挠性部 22，在体腔内探测装置 1 中，设有根据超声波振子 29a 获取的回波信号生成被检体 37 内的超声波断层像的超声波观测装置 4，

并相对于硬性部 21 固定空间位置而设置图像位置取向检测用线圈 31, 沿着挠性部 22 设置多个插入形状检测用线圈 32, 设置多个可以接触到被检体 37 的体表检测用线圈 7, 设置检测出图像位置取向检测用线圈 31 的位置和取向的 6 个自由度、多个插入形状检测用线圈 32 的各自位置、体表检测用线圈 7 的位置或取向而作为位置/取向数据输出的发送天线 6 和位置取向计算装置 5, 设置生成表示超声波观测装置 4 生成的被检体 37 内的超声波断层像的位置和取向的超声波断层像标记 Mu 的图像指标生成电路 52, 合成电路 58 以位置取向计算装置 5 输出的位置/取向数据为基础, 合成挠性部 22 的前端侧的插入形状和超声波断层像标记 Mu 以及三维人体图像数据, 还设置三维引导图像生成电路 A、B, 它们引导挠性部 22 和超声波断层像相对于被检体 37 的位置和取向。

因此, 本实施例可以检测超声波内窥镜 2 的硬性部 21 和挠性部 22 的插入形状和超声波断层像的方向, 并且减小放射线的辐射损害, 可以生成包括两者的三维引导图像。

并且, 在本实施例中实现下述结构及作用: 图像指标生成电路 52 生成向超声波断层像标记 Mu 合成了蓝色的前端方向标记 Md 和黄绿色箭头状的 6 点方向标记 Mt 而得到的图像指标数据, 合成电路 58 在相同体素空间内合成三维人体图像数据、图像指标数据和插入形状数据, 混合电路 61 生成显示用的混合数据, 以便排列显示来自超声波观测装置 4 的超声波断层像数据和三维引导图像数据, 显示电路 62 把该混合数据转换为模拟视频信号, 显示装置 14 以该模拟视频信号为基础, 排列显示超声波断层像和三维引导图像。

因此, 本实施例可以引导超声波断层像与胰腺等关注区域之间的位置关系, 并且可以引导超声波内窥镜 2 的径向扫描面和挠性部 22 以及硬性部 21 相对于消化管等的体腔壁成为哪种取向及形状。

因此, 医生可以从视觉上掌握它们之间的关系, 能够容易进行对关注区域的诊断、处理等。

并且, 在本实施例中实现下述结构及作用: 匹配电路 51 重复在步骤 S4-4~步骤 S4-9 中叙述的处理, 获取混合电路 61 获取超声波断层像

数据的瞬间的位置/取向数据，使第1转换式和基于向量 $P'P''$ 的平行移动相对应，重新生成表述第2映射的第2转换式，并重复进行以下处理，即，把正交坐标轴0-xyz上的超声波断层像的中心 O'' 的位置向量 OO'' 的各方向分量 (x_0, y_0, z_0) 、表示图像位置取向检测用线圈31相对于正交坐标轴0-xyz的取向的欧拉角的角度分量 (ψ, θ, ϕ) 、和正交坐标轴0-xyz上的多个插入形状检测用线圈32的各自位置向量的各方向分量 (x_i, y_i, z_i) （ i 为1到插入形状检测用线圈32的总数的自然数）转换为位置/取向映射数据。

因此，本实施例具有以下效果，即使被检体37的体位在超声波内窥镜2的检查中发生变化，只要体表特征点与脏器的之间的位置关系不变，则超声波断层像、挠性部22、硬性部21与三维引导图像上的超声波断层像标记 M_u 、前端方向标记 M_d 、6点方向标记 M_t 及插入形状标记 M_s ，可以分别实现在解剖学上准确的一致。

并且，X射线三维螺旋CT装置15和三维MRI装置16通常以仰卧位进行拍摄，体位与进行左侧卧位的超声波内窥镜检查时不同，但本实施例实现下述结构及作用：匹配电路51使基于作为校正值的向量 $P'P''$ 的平行移动与第1映射对应，生成表述第2映射的第2转换式。

因此，本实施例即使在左侧卧位的超声波内窥镜检查的情况下，被检体37内的各个器官相比于X射线三维螺旋CT装置15和三维MRI装置16而言随着重力而产生位移，也能够通过第2映射实现在解剖学上的与被检体37的点、例如超声波断层像的中心 O'' 更加准确的一致。所以，三维引导图像能够更加准确地引导超声波断层像。

并且，在本实施例中实现下述结构及作用：三维引导图像生成电路A生成在右侧为被检体头侧、左侧为被检体脚侧的情况下，从被检体37的腹侧方向观察到的三维引导图像数据。被检体37可以在超声波内窥镜检查中通常以左侧卧位的体位接受检查。

在本实施例中，三维引导图像也显示为左侧卧位，所以容易对比被检体37和三维引导图像，医生容易明白三维引导图像。因此，本实施例可以提高或者适当辅佐医生进行诊断、处理等时的操作性。

并且, 根据本实施例, 三维引导图像生成电路 A 和三维引导图像生成电路 B 生成在彼此不同的方向上设定视线的三维引导图像, 所以能够从多个方向引导超声波断层像与胰腺等关注区域之间的位置关系, 并且可以从多个方向引导超声波断层像和超声波内窥镜 2 的挠性部 22 以及硬性部 21 相对于消化管等体腔壁形成哪种取向和形状, 所以医生容易明白。

(变形例)

在本实施例中, 设置了具有处理器具通道 46 的超声波内窥镜 2、和插通到处理器具通道 46 中的体腔内接触探测器 8, 但其结构不限于此。

如果使物镜 25 的焦点通过光学观察窗 24 对准体腔内特征点, 不使用体腔内探测器 8 就可使硬性部 21 自身准确地接触到体腔内特征点, 则也可以利用固定设置在硬性部 21 上的图像位置取向检测用线圈 31 代替体腔内接触探测器 8 的体腔内检测用线圈 42。

此时, 图像位置取向检测用线圈 31 不仅用作图像位置取向检测用元件, 而且也用作体腔内检测用元件。

并且, 在本实施例中, 使用电子径向扫描式超声波内窥镜 2 作为超声波探测器, 但也可以像现有技术的日本特开 2004-113629 号公报公开的体腔内探测装置那样, 可以是机械扫描式超声波内窥镜、在插入轴的一方设置扇状超声波振子群的电子凸面扫描式超声波内窥镜、以及胶囊型的超声波探测器, 并且不限于超声波扫描方式。另外, 还可以是没有光学观察窗 24 的超声波探测器。

并且, 在本实施例中, 在超声波内窥镜 2 的硬性部 21 中, 将超声波振子切断为细细的长方形状, 并在插入轴的周围排列成环状阵列, 但超声波振子阵列 29 也可以沿 360°的整个圆周进行设置, 或者也可以将其缺少一部分。例如, 也可以沿着 270°或 180°部分地形成超声波振子阵列 29。

并且, 在本实施例中实现以下结构及作用: 使用发送天线 6 和接收线圈作为位置检测单元, 利用磁场检测位置和取向, 但收发也可以相反。通过利用磁场检测位置和取向, 可以利用简单的结构形成位置(取向)检测单元, 并且实现低成本及小型化。

但是, 位置(取向)检测单元不限于采用磁场的结构, 也可以实现

利用加速度和其他手段检测位置和取向的结构及作用。

并且，在本实施例中构成为将原点 0 设定在发送天线 6 上的特定位置，但也可以构成为将原点 0 设定在与发送天线 6 之间的位置关系不变的其他部位。

5 并且，在本实施例中，将图像位置取向检测用线圈 31 固定设在硬性部 21 上，但只要其位置相对于硬性部 21 是固定（确定）的，也可以不在硬性部 21 内部。

并且，在本实施例中构成为按照器官分颜色显示三维引导图像上的各个器官，但不限于分颜色（显示色的变更）的方式，也可以采用亮度、10 明度、色彩度等其他方式。例如，也可以按照器官改变亮度的值等。

并且，在本实施例中实现以下结构及作用：使用利用 X 射线三维螺旋 CT 装置 15、三维 MRI 装置 16 拍摄到的多个二维 CT 图像和二维 MRI 图像，作为参照图像数据，但也可以采用使用 PET（Positron Emission Tomography）那样的其他模式事前获取的三维图像数据。并且，也可以15 采用利用从体外照射超声波的方式的、所谓体外式的体腔内探测装置事前获取的三维图像数据。

并且，在本实施例中实现以下结构及作用：可使用利用 X 射线三维螺旋 CT 装置 15 等从被检体 37 拍摄到的图像数据，作为参照图像数据，但也可以事前采用体格相似的性别相同的其他人的图像数据。

20 并且，在本实施例中构成为设置由沿一轴方向卷绕的 4 个线圈构成的体表检测用线圈 7，利用胶带、带子、捆绑带等将它们以相对于多个体表特征点可自由装卸的方式固定在被检体体表上，从而同时获得体表特征点的位置/取向数据，但也可以实现下述的结构及作用，即，取代一个线圈例如体腔内检测用线圈 42，在进行超声波内窥镜 2 的检查之前，使25 被检体 37 保持左侧卧位，然后使体腔内接触探测器 8 的前端依次接触多个体表特征点，并依次获得体表特征点的位置/取向数据。

并且，在本实施例中，位置取向计算单元对体表检测用线圈 7 计算其位置，作为位置/取向数据，但也可以取代位置而计算绕线轴的方向。并且，还可以计算位置和绕线轴的方向双方。通过对一个体表检测用线

圈 7 增加位置取向计算装置 5 计算的自由度,可以减少体表检测用线圈 7 的个数,可以减小在被检体 37 上固定体表检测用线圈 7 时和超声波内窥镜检查中的医生和被检体 37 的负担。

并且,在本实施例中,说明了把体表特征点设为腹部体表的剑突、
5 左髂前上棘、右髂前上棘、以及腰椎棘突,把体腔内特征点设为十二指肠乳头的情况,但不限于该示例,也可以是胸部体表和胸部体腔内的特征点或其他示例。一般,体表特征点采用与骨骼相关的点时,有关超声波断层像标记 Mu 的取向的精度较好。

并且,在本实施例中,根据医生利用鼠标 12 和键盘 13 进行的输入,
10 来自控制电路 63 的旋转指示信号使三维引导图像数据旋转 90 度,从而形成从脚侧观察到的指示内容,三维引导图像生成电路 B 生成从被检体脚侧的方向观察到的三维引导图像数据,但不限于此,也可以根据医生利用鼠标 12 和键盘 13 进行的输入,以任意轴、任意角度使三维引导图像相对于输入实时旋转。

15 [实施例 2]

下面,说明本发明的实施例 2。本实施例的结构与实施例 1 相同。但是,只有三维引导图像生成电路 B 的作用与实施例 1 不同。

下面,说明本实施例的作用。

如上所述,本实施例只有三维引导图像生成电路 B 的作用与实施例
20 1 不同。

在实施例 1 中,如图 15 所示,三维引导图像生成电路 B 生成从被检体脚侧的方向观察到的三维引导图像数据,输出给混合电路 61。

并且,与伴随医生对挠性部 22、硬性部 21 的手动操作的径向扫描面的移动一起,图像指标数据上的超声波断层像标记 Mu、前端方向标记
25 Md、6 点方向标记 Mt、以及插入形状数据上的插入形状标记 Ms 和线圈位置标记 Mc 在三维人体图像数据上移动或变形。

在本实施例中,如图 22 所示,三维引导图像生成电路 B 以位置/取向映射数据为基础,生成针对画面将超声波断层像标记 Mu 的法线与观察法线即显示装置 14 的画面法线一致地对齐、而且 6 点方向标记 Mt 被

设定为朝向显示装置 14 的画面的下方向的引导图像。

而图 22 中的三维引导图像数据而言，与伴随医生对挠性部 22、硬性部 21 的手动操作的径向扫描面的移动一起，将图像指标数据上的超声波断层像标记 Mu、前端方向标记 Md、6 点方向标记 Mt、以及插入形状数据上的插入形状标记 Ms 和线圈位置标记 Mc 固定在显示装置 14 的画面上，三维人体图像数据在显示装置 14 的画面上移动。

在图 22 的三维引导图像数据中，使图像指标数据中的超声波断层像标记 Mu 成为半透明状，从而可以透视观看图像指标数据的 6 点方向标记 Mt 和前端方向标记 Md、及插入形状数据的插入形状标记 Ms 和线圈位置标记 Mc。

对于其他脏器，使超声波断层像标记 Mu 不透明，使得看不到超声波断层像标记 Mu 的背侧部分。

其他作用与实施例 1 相同。

本实施例具有以下效果。

根据本实施例，可以实现以下结构及作用：三维引导图像生成电路 B 以位置/取向映射数据为基础，生成针对画面将超声波断层像标记 Mu 的法线与观察法线即显示装置 14 的画面法线一致地对齐、而且 6 点方向标记 Mt 被设定为朝向显示装置 14 的画面的下方向的三维引导图像，所以该三维引导图像与在显示装置 14 的画面上排列实时显示的超声波断层像的方向一致。因此，医生容易对比两者，容易进行超声波断层像的解剖分析。

其他效果与实施例 1 相同。

（变形例）

作为本实施例的变形例，可以适用在实施例 1 中说明的变形例。

[实施例 3]

下面，说明本发明的实施例 3。

本实施例的结构与实施例 2 相同。本实施例只有三维引导图像生成电路 B 的作用与实施例 2 不同。

下面，说明本实施例的作用。

如上所述，本实施例只有三维引导图像生成电路 B 的作用与实施例 2 不同。

在实施例 2 中，如图 22 所示，三维引导图像生成电路 B 使图像指标数据中的超声波断层像标记 Mu 成为半透明状，从而可以透视观看图像指标数据的 6 点方向标记 Mt 和前端方向标记 Md、及插入形状数据的插入形状标记 Ms 和线圈位置标记 Mc，对于其他脏器，使超声波断层像标记 Mu 不透明，生成看不到超声波断层像标记 Mu 的背侧部分的三维引导图像数据，输出给混合电路 61。

在本实施例中，如图 23 所示，三维引导图像生成电路 B 使图像指标数据中的超声波断层像标记 Mu 成为半透明状。并且，三维引导图像生成电路 B 不仅可以透视观看图像指标数据的 6 点方向标记 Mt 和前端方向标记 Md、及插入形状数据的插入形状标记 Ms 和线圈位置标记 Mc，而且也可以透视观看其他脏器的超声波断层像标记 Mu 的背侧部分，分别改变超声波断层像标记 Mu 的表侧和背侧部分的亮度，生成三维引导图像数据，输出给混合电路 61。

如果是胰腺，则超声波断层像标记 Mu 的表侧（跟前侧）部分利用深绿色生成，背侧部分利用浅绿色生成。如果是血管，则超声波断层像标记 Mu 的表侧（跟前侧）部分利用深红色生成，背侧部分利用浅红色生成。

在图 23 中，利用虚线表示位于超声波断层像标记 Mu 的背侧、而且与超声波断层像标记 Mu 重叠的各个标记和各个器官。

其他作用与实施例 2 相同。

本实施例具有以下效果。

根据本实施例，可以实现以下结构及作用：三维引导图像生成电路 B 使图像指标数据中的超声波断层像标记 Mu 成为半透明状，不仅可以透视观看图像指标数据的 6 点方向标记 Mt 和前端方向标记 Md、及插入形状数据的插入形状标记 Ms 和线圈位置标记 Mc，而且也可以透视观看其他脏器的超声波断层像标记 Mu 的背侧部分，分别改变超声波断层像标记 Mu 的表侧和背侧部分的亮度，生成三维引导图像数据。

因此，医生容易明白怎样进一步移动挠性部 22 和硬性部 21，才能在超声波断层像上显示患部等关注区域，医生容易进行超声波内窥镜 2 的挠性部 22 和硬性部 21 的操作。

尤其像胆囊那样容易在被检体 37 内部缓慢移动的脏器，虽然可以映射在超声波断层像标记 Mu 上，但可能映射不到超声波断层像上。本实施例的三维引导图像形成为如果医生稍微移动硬性部 21 和挠性部 22，就可以在超声波断层像上描画胆囊的标记，所以医生容易进行超声波内窥镜 2 的挠性部 22 和硬性部 21 的操作。

其他效果与实施例 2 相同。

10 （变形例）

在本实施例中实现以下结构及作用：使图像指标数据中的超声波断层像标记 Mu 成为半透明状，不仅可以透视观看图像指标数据的 6 点方向标记 Mt 和前端方向标记 Md、及插入形状数据的插入形状标记 Ms 和线圈位置标记 Mc，而且也可以透视观看其他脏器的超声波断层像标记 Mu 的背侧部分，但作为其变形例，医生也可以根据基于鼠标 12 和键盘 13 的选择输入自由变更透明度。

作为其他变形例，可以适用实施例 2 的变形例。

[实施例 4]

下面，说明本发明的实施例 4。本实施例的结构与实施例 3 相同。
20 本实施例只有三维引导图像生成电路 B 的作用与实施例 3 不同。

下面，说明本实施例的作用。

如上所述，本实施例的作用中只有三维引导图像生成电路 B 的作用与实施例 3 中的作用不同。

在实施例 3 中，如图 23 所示，三维引导图像生成电路 B 使图像指标数据中的超声波断层像标记 Mu 成为半透明状，不仅可以透视观看图像指标数据的 6 点方向标记 Mt 和前端方向标记 Md、及插入形状数据的插入形状标记 Ms 和线圈位置标记 Mc，而且也可以透视观看其他脏器的超声波断层像标记 Mu 的背侧部分，分别改变超声波断层像标记 Mu 的表侧和背侧部分的亮度，生成三维引导图像数据，输出给混合电路 61。
25

如果是胰腺，则超声波断层像标记 Mu 的表侧（跟前侧）部分利用深绿色生成，背侧部分利用浅绿色生成。如果是血管，则比超声波断层像标记 Mu 偏表侧（跟前侧）的位置的部分利用深红色生成，背侧部分利用浅红色生成。

5 在本实施例中，如图 24 所示，三维引导图像生成电路 B 不显示利用图像指标数据中的超声波断层像标记 Mu 划分的两个区域中的挠性部 22 的前端侧、即显示装置 14 的画面跟前侧，生成改变超声波断层像标记 Mu 上的部分和背侧部分的亮度的三维引导图像数据，输出给混合电路 61。

10 如果是胰腺，则位于超声波断层像标记 Mu 上的部分利用深绿色生成，位于背侧的部分利用浅绿色生成。如果是血管，则位于超声波断层像标记 Mu 上的部分利用深红色生成，位于背侧的部分利用浅红色生成。
其他作用与实施例 3 相同。

本实施例具有以下效果。

15 在本实施例中实现以下结构及作用：三维引导图像生成电路 B 不显示利用图像指标数据中的超声波断层像标记 Mu 划分的两个区域中的挠性部 22 的前端侧、即显示装置 14 的画面跟前侧，生成改变超声波断层像标记 Mu 上的部分和背侧部分的亮度的三维引导图像数据。

20 因此，根据本实施例，跟前侧的脏器不会成为医生观察三维引导图像的障碍，更加容易对比该三维引导图像和在显示装置 14 的画面上排列而实时显示的超声波断层像，容易进行超声波断层像的解剖分析。

其他效果与实施例 3 相同。

（变形例）

本实施例的变形例可以适用实施例 3 的变形例。

25 [实施例 5]

下面，说明本发明的实施例 5。本实施例的结构与实施例 1 相同。
本实施例只有三维引导图像生成电路 B 的作用与实施例 1 不同。

下面，说明本实施例的作用。

如上所述，本实施例只有三维引导图像生成电路 B 的作用与实施例

1 不同。

在实施例 1 中, 如图 15 所示, 三维引导图像生成电路 B 使图像指标数据中的超声波断层像标记 Mu 成为半透明状, 可以透视观看图像指标数据的 6 点方向标记 Mt 和前端方向标记 Md、及插入形状数据的插入形状标记 Ms 和线圈位置标记 Mc, 对于其他脏器, 使超声波断层像标记 Mu 不透明, 生成看不到超声波断层像标记 Mu 的背侧部分的三维引导图像数据, 输出给混合电路 61。

在本实施例中, 如图 25 所示, 三维引导图像生成电路 B 使图像指标数据中的超声波断层像标记 Mu 成为半透明状, 不仅可以透视观看图像指标数据的 6 点方向标记 Mt 和前端方向标记 Md、及插入形状数据的插入形状标记 Ms 和线圈位置标记 Mc, 而且也可以透视观看其他脏器的超声波断层像标记 Mu 的背侧部分, 分别改变超声波断层像标记 Mu 的表侧和背侧部分的亮度, 生成三维引导图像数据, 输出给混合电路 61。

如果是胰腺, 则相比于超声波断层像标记 Mu 位于前端方向标记 Md 侧的部分利用深绿色生成, 位于相反侧的部分利用浅绿色生成。如果是血管, 则相比于超声波断层像标记 Mu 位于前端方向标记 Md 侧的部分利用深红色生成, 位于相反侧的部分利用浅红色生成。

其他作用与实施例 1 相同。

本实施例具有以下效果。

根据本实施例, 可以实现以下结构及作用: 三维引导图像生成电路 B 使图像指标数据中的超声波断层像标记 Mu 成为半透明状, 不仅可以透视观看图像指标数据的 6 点方向标记 Mt 和前端方向标记 Md、及插入形状数据的插入形状标记 Ms 和线圈位置标记 Mc, 而且也可以透视观看其他脏器的超声波断层像标记 Mu 的背侧部分, 分别改变超声波断层像标记 Mu 的表侧和背侧部分的亮度, 生成三维引导图像数据。

因此, 医生容易明白怎样进一步移动挠性部 22 和硬性部 21, 才能在超声波断层像上显示患部等关注区域, 容易进行超声波内窥镜 2 的操作。

尤其像胆囊那样容易在被检体 37 内部缓慢移动的脏器, 虽然可以映

射在超声波断层像标记 Mu 上, 但可能映射不到超声波断层像上。本实施例的三维引导图像形成为如果医生稍微移动硬性部 21 和挠性部 22, 就可以在超声波断层像上描画胆囊的标记, 所以医生容易进行超声波内窥镜 2 的操作。

5 其他效果与实施例 1 相同。

(变形例)

在本实施例中实现以下结构及作用: 使图像指标数据中的超声波断层像标记 Mu 成为半透明状, 不仅可以透视观看图像指标数据的 6 点方向标记 Mt 和前端方向标记 Md、及插入形状数据的插入形状标记 Ms 和
10 线圈位置标记 Mc, 而且也可以透视观看其他脏器的超声波断层像标记 Mu 的背侧部分, 但作为其变形例, 医生也可以利用鼠标 12 和键盘 13 自由变更透明度。

作为其他变形例, 可以适用实施例 1 的变形例。

[实施例 6]

15 下面, 说明本发明的实施例 6。只说明与实施例 1 不同的部分。

在实施例 1 的图像处理装置 11 中, 硬性部 21 将图像位置取向检测用线圈 31 固定设置在超声波振子阵列 29 的环的中心极近的位置。

在本实施例中, 在硬性部 21 中, 图像位置取向检测用线圈 31 固定设置在 CCD 摄像机 26 的极近位置。

20 图像位置取向检测用线圈 31 所固定的方向与实施例 1 相同。CCD 摄像机 26 的光轴在包括图 1 中的 V 和 V_{12} 的平面内相对于 V 朝向已知的角度。

图 26 表示本实施例的图像处理装置 11。在实施例 1 的图像处理装置 11 中, 混合电路 61 与超声波观测装置 4 连接。在本实施例中, 混合电路
25 61 不与超声波观测装置 4 连接, 而连接光学观察装置 3 上。

其他结构与实施例 1 相同。

下面, 说明本实施例的作用。

在实施例 1 的图像处理装置 11 中, 说明了医生选择 X 射线三维螺旋 CT 装置 15 作为获取目标, 通信电路 54 获取多个二维 CT 图像作为参照

图像数据，图 5 所示的参照图像数据被存储在参照图像存储部 55 中时的作用。作为示例，由于 X 射线造影剂的作用，大动脉、肠系膜上静脉等血管以高亮度进行造影，胰腺等包括许多末梢血管的器官以中亮度进行造影，十二指肠等以低亮度进行造影。

- 5 在本实施例中，说明利用 X 射线三维螺旋 CT 装置 15 非造影地拍摄胸部、特别是气管、支气管、分支气管的示例，说明支气管具有两个分支气管，在分支为分支气管 a 和分支气管 b 的部位将超声波内窥镜 2 插入到分支气管 a 中的示例。

10 光学观察装置 3 将光学像的 12 点方向（上方向）设为与 V_{12} 在包括图 1 中的 V 和 V_{12} 的平面上的投影方向相反的方向，生成光学像数据。

 三维人体图像生成电路 57 从插值电路 56 提取高亮度值的体素（主要是气管、支气管、分支气管的壁）并着色。然后，三维人体图像生成电路 57 将所提取的体素作为三维人体图像数据，嵌入到合成电路 58 的合成存储器 58a 的体素空间中。

- 15 此时，三维人体图像生成电路 57 在进行嵌入时，使所提取的体素在插值存储器 56a 内的体素空间的地址、与在合成存储器内的体素空间的地址相同。三维人体图像数据是高亮度的气管壁、支气管壁、分支气管壁被提取，各个壁被着色为肤色，使被检体头侧为右侧、使脚侧为左侧而从腹侧观察到的三维数据。

- 20 图像指标生成电路 52 根据正交坐标轴 0-xyz 上的图像位置取向检测用线圈 31 的位置 $0''$ 的位置向量 $00''$ 的各方向分量 (x_0, y_0, z_0) 、和表示图像位置取向检测用线圈 31 相对于正交坐标轴 0-xyz 的取向的欧拉角的角度分量 (ψ, θ, ϕ) 的合计 6 个自由度的位置/取向映射数据生成图像指标数据，输出给合成电路 58。

- 25 图像指标数据是将表示光轴方向的橙色的光学像视场方向标记、和表示光学像的 12 点方向的黄绿色的光学像 up 方向标记合成后的正交坐标轴 $0'-x'y'z'$ 上的图像数据。

 插入形状生成电路 53 与实施例 1 相同，根据图像位置取向检测用线圈 31 的位置 $0''$ 的位置向量 $00''$ 的各方向分量 (x_0, y_0, z_0) 、和正交坐标轴

0-xyz 上的多个插入形状检测用线圈 32 的各自位置向量的各方向分量 (x_i, y_i, z_i) 的位置/取向映射数据, 生成插入形状数据, 输出给合成电路 58。

图 11 表示该状态。插入形状数据是将图像位置取向检测用线圈 31 和多个插入形状检测用线圈 32 的各自位置顺序连接插值得到的绳状插入形状标记 Ms、与表示各个线圈位置的线圈位置标记 Mc 合成后的正交坐标轴 $0'-x'y'z'$ 上的图像数据。

合成电路 58 将图像指标数据和插入形状数据嵌入到合成存储器 58a 内的体素空间中。这样, 合成电路 58 在相同体素空间内, 将三维人体图像数据、图像指标数据和插入形状数据嵌入到相同的合成存储器 58a 内, 从而将它们合成为一组的合成三维数据。

旋转转换电路 59 读出合成三维数据, 按照来自控制电路 63 的旋转指示信号, 对合成三维数据实施旋转处理。

三维引导图像生成电路 A 对合成三维数据实施删除暗面、附加阴影等渲染处理, 生成可以输出到画面上的三维引导图像数据。三维引导图像数据的默认的方向为始于人体腹侧的方向。

因此, 三维引导图像生成电路 A 生成从被检体 37 的腹侧方向观察到的三维引导图像数据。三维引导图像生成电路 A 将从被检体腹侧观察到的三维引导图像数据输出给混合电路 61。图 27 表示该三维引导图像数据。图 27 中的右侧表示被检体头侧, 左侧表示被检体脚侧。

在图 27 所示的三维引导图像数据中, 使支气管的壁、其前端的分支气管 a 和分支气管 b 的壁成为半透明状, 可以观看图像指标数据的光学像视场方向标记和光学像 up 方向标记、及插入形状数据的插入形状标记 Ms 和线圈位置标记 Mc。

三维引导图像生成电路 B 对施加了旋转处理的合成三维数据实施删除暗面、附加阴影等渲染处理, 生成可以输出到画面上的三维引导图像数据。

在本实施例中, 作为一例, 表示根据医生利用鼠标 12、键盘 13 进行的输入, 来自控制电路 63 的旋转指示信号使三维引导图像数据旋转 90

度，从而成为从脚侧观察到的指示内容的情况。

因此，三维引导图像生成电路 B 生成在从被检体脚侧的方向观察到的三维引导图像数据。三维引导图像生成电路 B 将从被检体脚侧观察到的三维引导图像数据输出给混合电路 61。图 28 表示该三维引导图像数据。

5 图 28 中的右侧表示被检体右侧，左侧表示被检体左侧。

在图 28 所示的三维引导图像数据中，使支气管的壁、其前端的分支气管 a 和分支气管 b 的壁成为半透明状，可以观看图像指标数据的光学像视场方向标记和光学像 up 方向标记、及插入形状数据的插入形状标记 Ms 和线圈位置标记 Mc。

10 混合电路 61 排列来自光学观察装置 3 的光学像数据、来自三维引导图像生成电路 A 的从腹侧观察到被检体 37 的三维引导图像数据、以及来自三维引导图像生成电路 B 的从脚侧观察到被检体 37 的三维引导图像数据，生成显示用的混合数据。

显示电路 62 把该混合数据转换为模拟视频信号。

15 显示装置 14 以该模拟视频信号为基础，排列显示光学像、从脚侧观察到被检体 37 的三维引导图像数据、和从腹侧观察到的三维引导图像数据。

如图 29 所示，显示装置 14 利用肤色显示在三维引导图像上呈现的支气管的壁和分支气管的壁。

20 在本实施例中，光学像被处理为实时图像。

与实施例 1 相同，在本实施例中，生成两个新的三维引导图像，并与新的光学像一起实时地更新显示在显示装置 14 的显示画面上。即，如图 29 所示，与伴随医生对挠性部 22、硬性部 21 的手动操作的光轴的移动联动，图像指标数据的光学像视场方向标记和光学像 up 方向标记、以及插入形状数据上的插入形状标记 Ms 和线圈位置标记 Mc，也在三维人体图像数据上移动或变形。

其他作用与实施例 1 相同。

本实施例具有以下效果。

根据本实施例，可以实现以下结构及作用：使支气管的壁、其前端

的支气管 a 和支气管 b 的壁成为半透明状，生成可以观看图像指标数据的光学像视场方向标记和光学像 up 方向标记、及插入形状数据的插入形状标记 Ms 和线圈位置标记 Mc 的三维引导图像数据，混合电路 61 和显示装置 14 排列显示光学像、从腹侧观察到被检体 37 的三维引导图像和从脚侧观察到的三维引导图像。

因此，本实施例可以防止在将超声波内窥镜 2（或以下变形例中说明的内窥镜）插入到支气管 a 时错误地插入到支气管 b 的情况。

其他效果与实施例 1 相同。

在此说明了插入到支气管的深处侧的情况，而在其他情况下，生成可以观看图像指标数据的光学像视场方向标记和光学像 up 方向标记、及插入形状数据的插入形状标记 Ms 和线圈位置标记 Mc 的合成后的三维引导图像数据，所以医生能够将体腔内探测器插入到体腔内部并顺利进行诊断、处理。因此，可以实现医生能够顺利进行诊断、处理的体腔内探测装置。

（变形例）

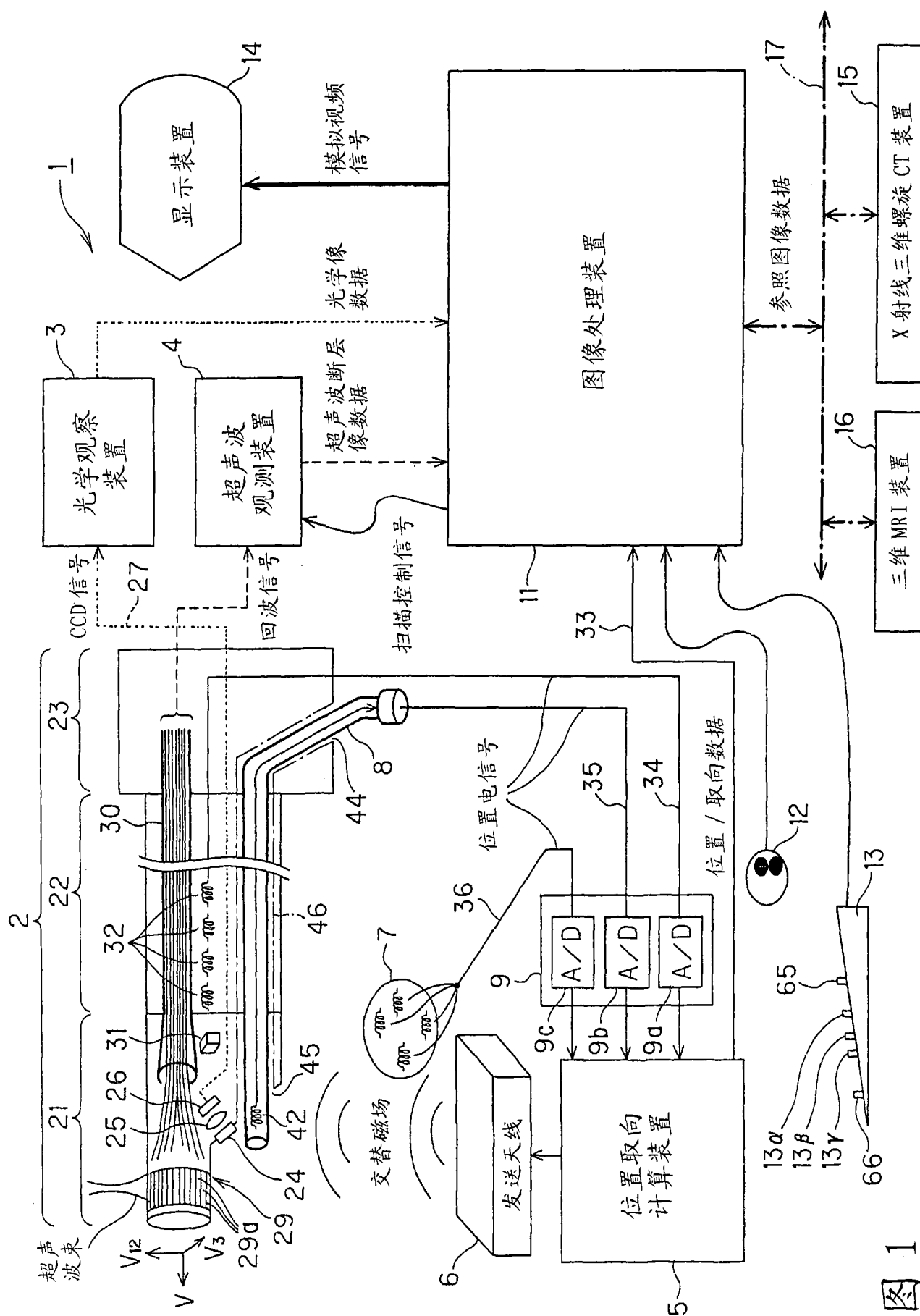
根据本实施例，与实施例 1 相同，作为体腔内探测器使用了设有光学观察系统（光学观察窗 24、物镜 25、CCD 摄像机 26 和未图示的照明光照射窗）的电子径向扫描式超声波内窥镜 2，但是作为体腔内探测器，也可以使用只设有光学观察系统的内窥镜来代替超声波内窥镜 2。

其他变形例可以适用实施例 1 的变形例。

另外，对上述各个实施例等进行部分组合等构成的实施例等也属于本发明。并且，也可以变更在图 4 等中示出的图像处理装置 11 的方框结构。

并且，本发明不限于上述实施方式，当然可以在不脱离本发明宗旨的范围内进行各种变形和应用。

在本发明中，在较大范围内，不同的实施方式当然可以在不脱离发明宗旨和范围的情况下根据本发明构成。本发明除了权利要求的限定之外，不受其特定实施方式的限制。



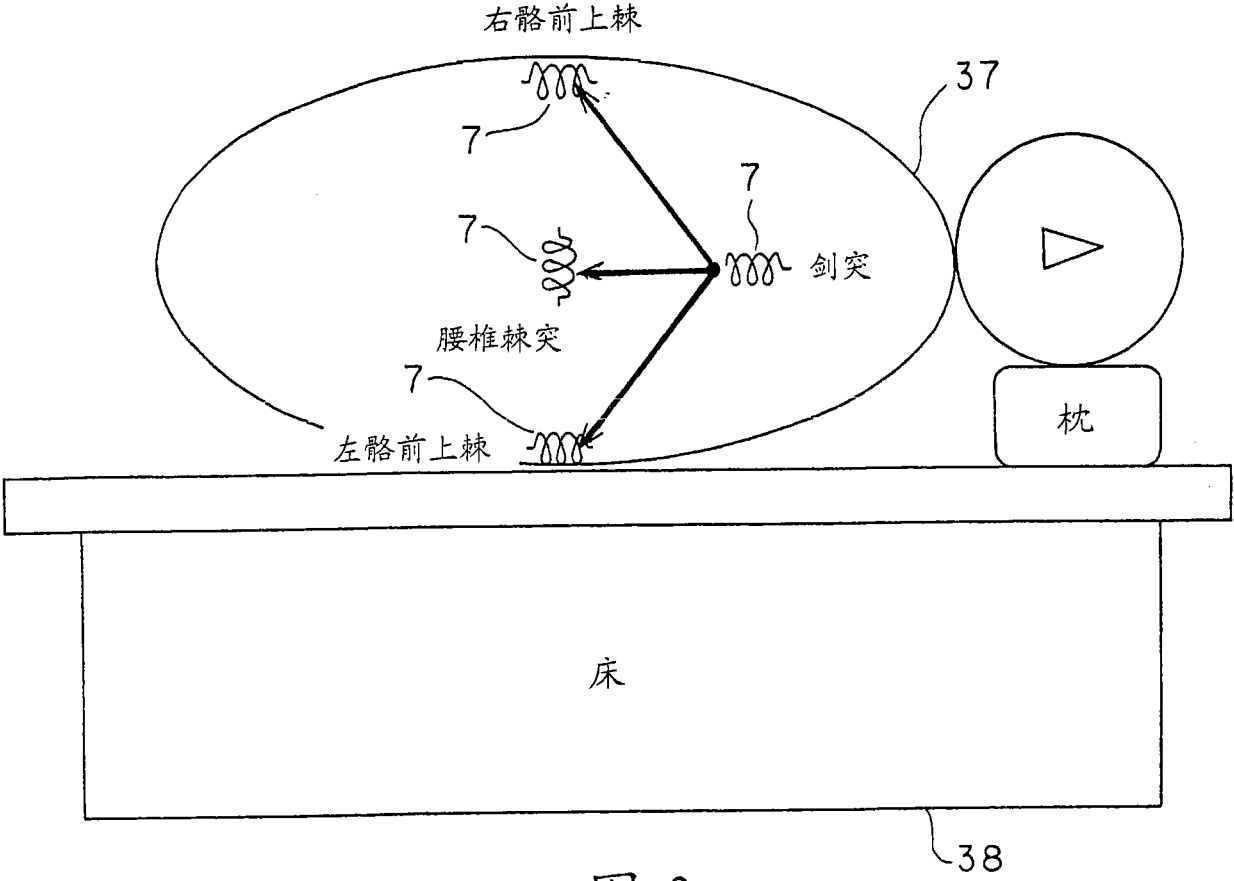


图 2

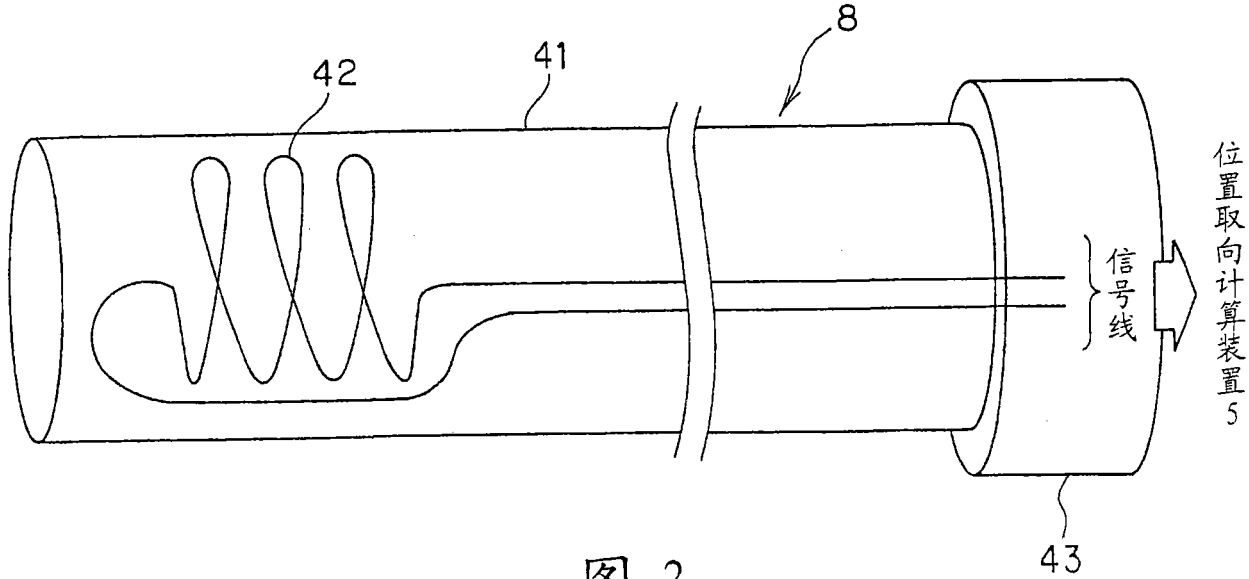
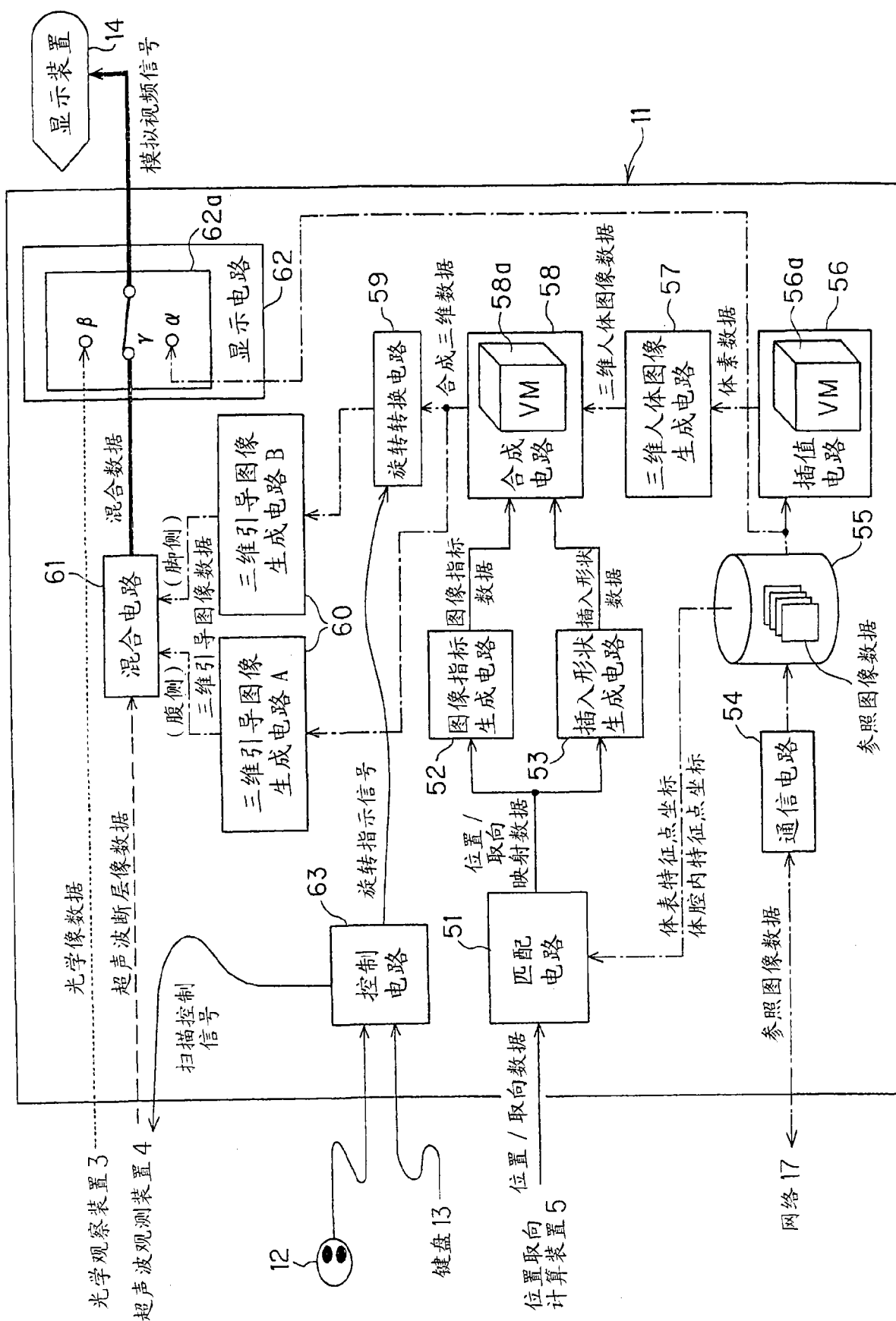


图 3



4

4

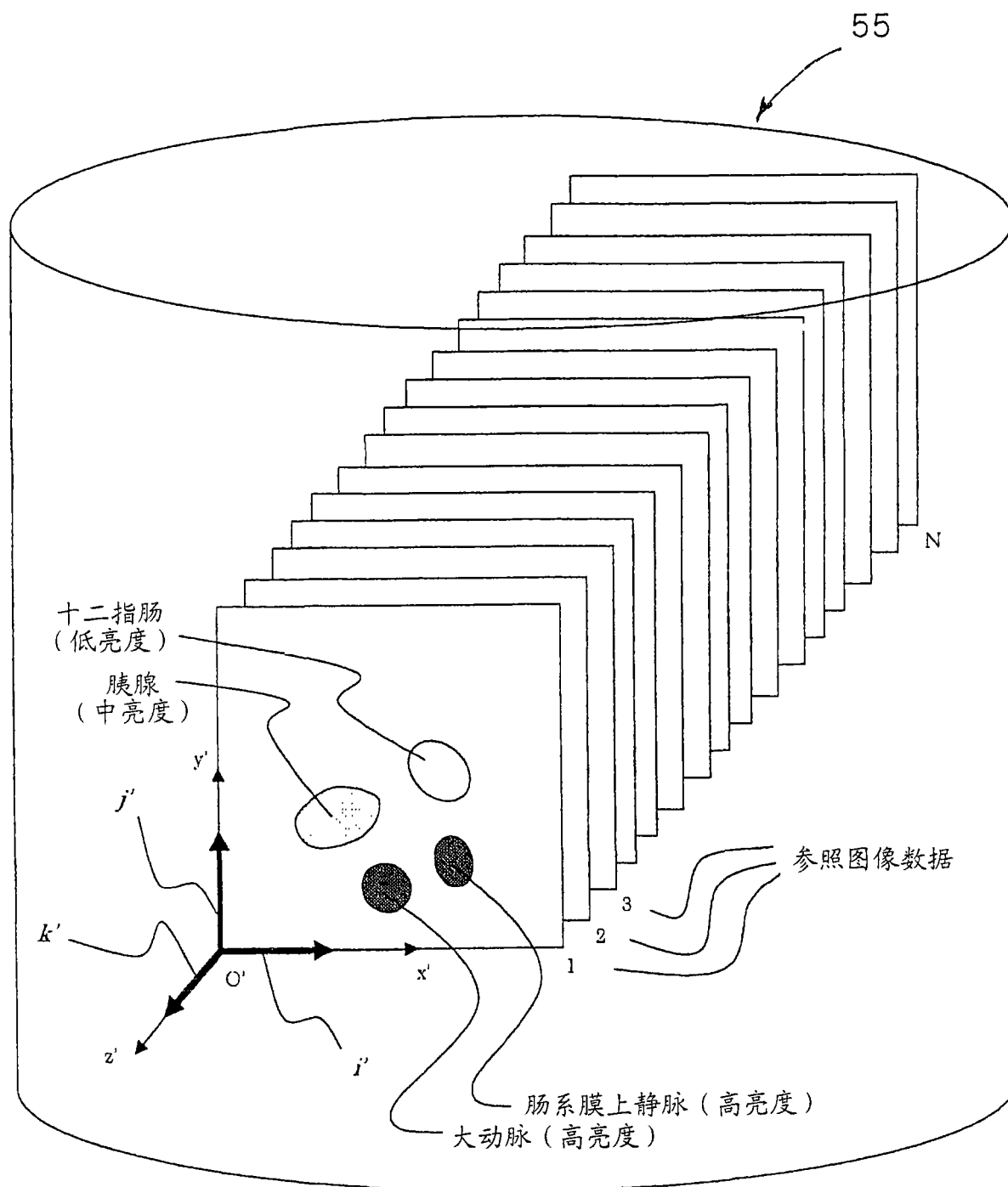
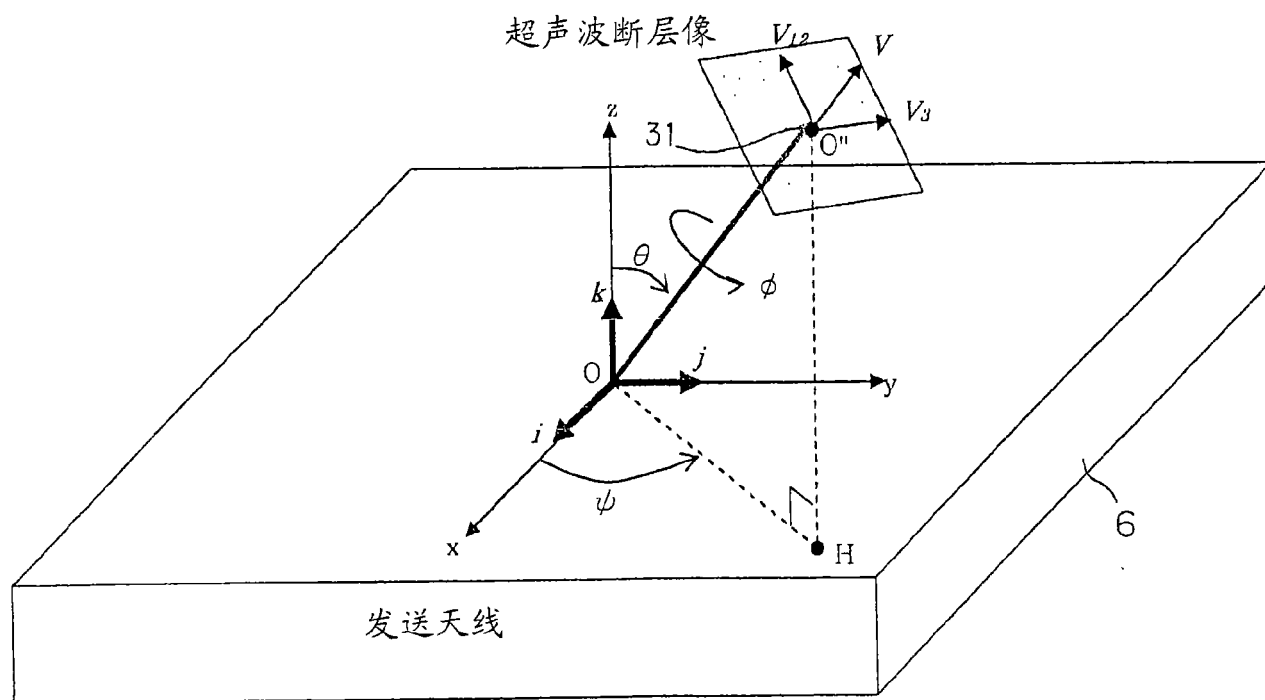
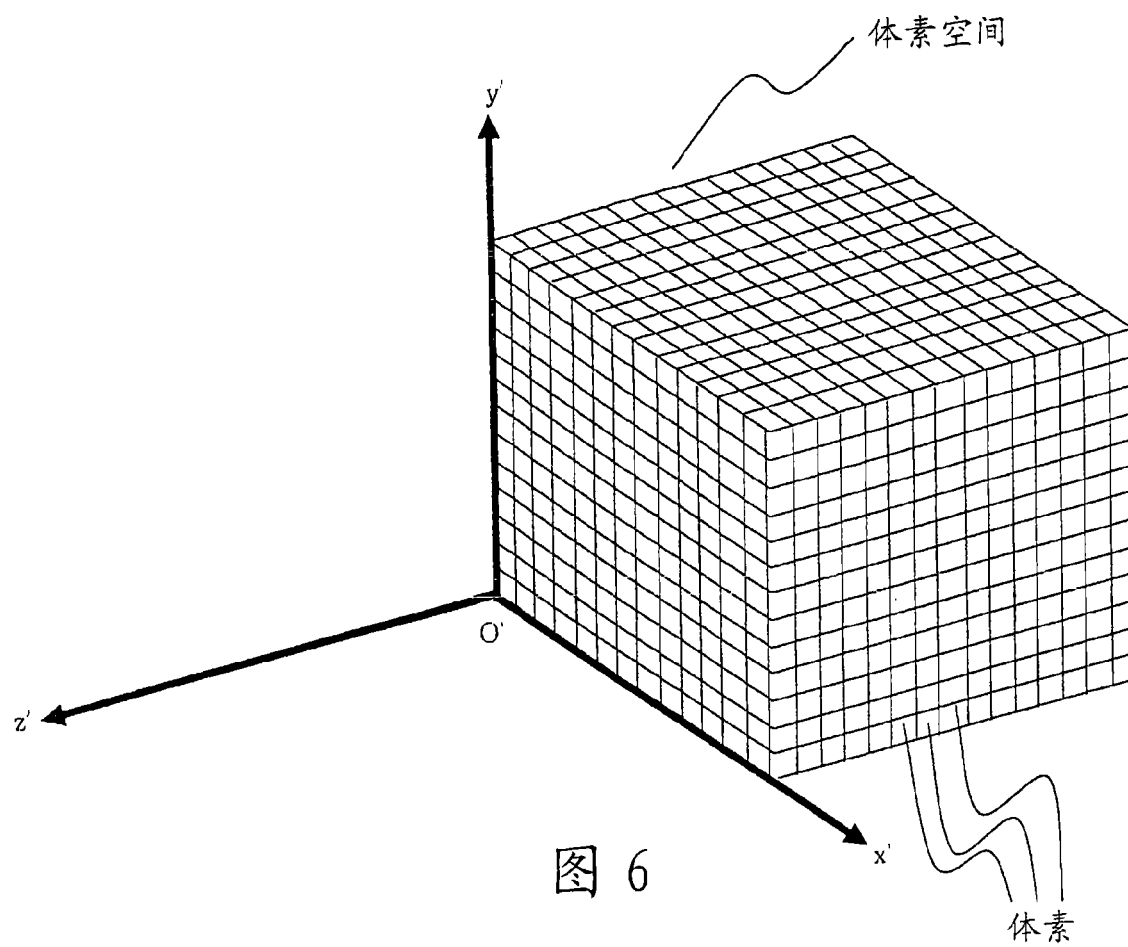


图 5



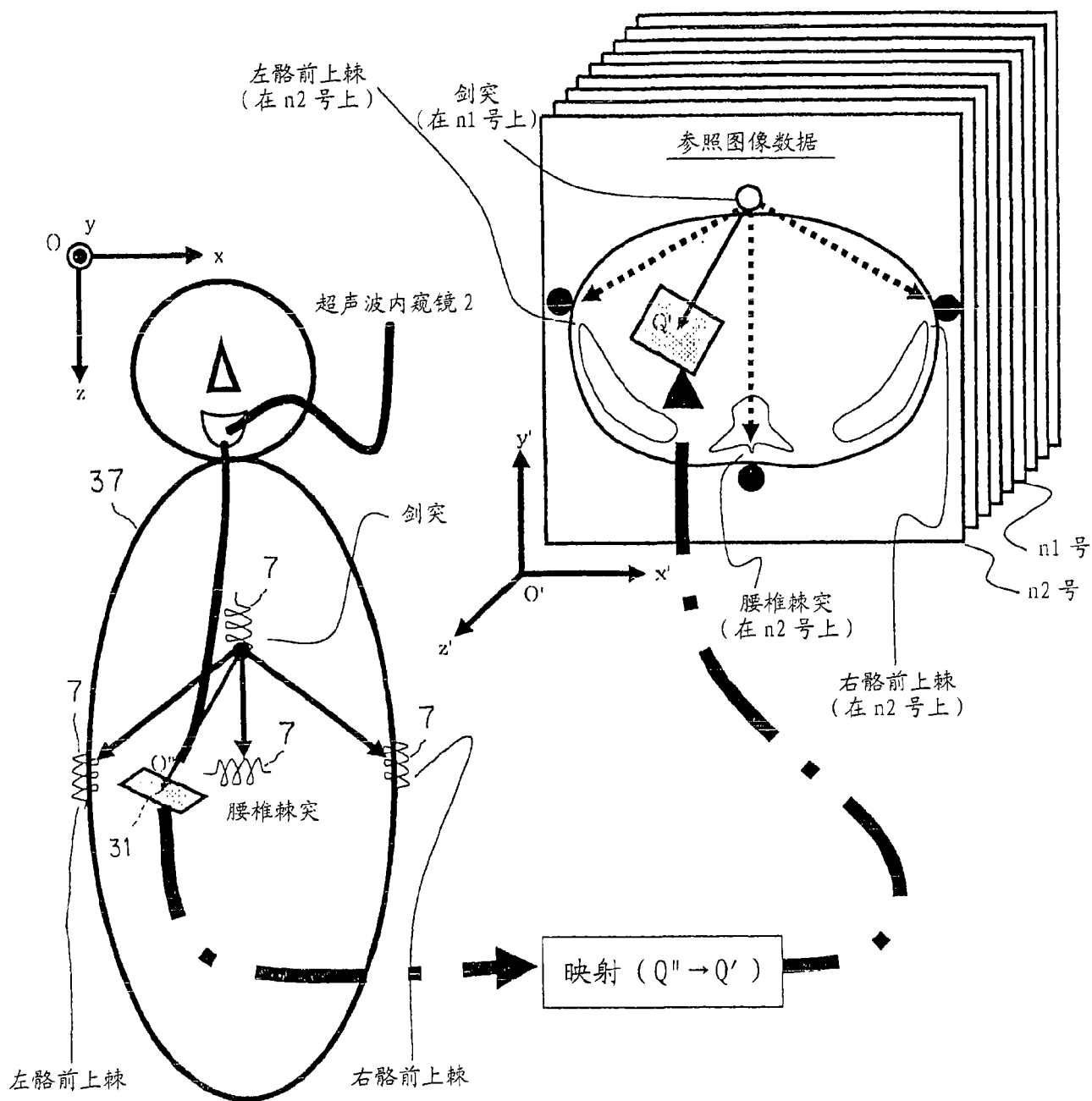


图 8

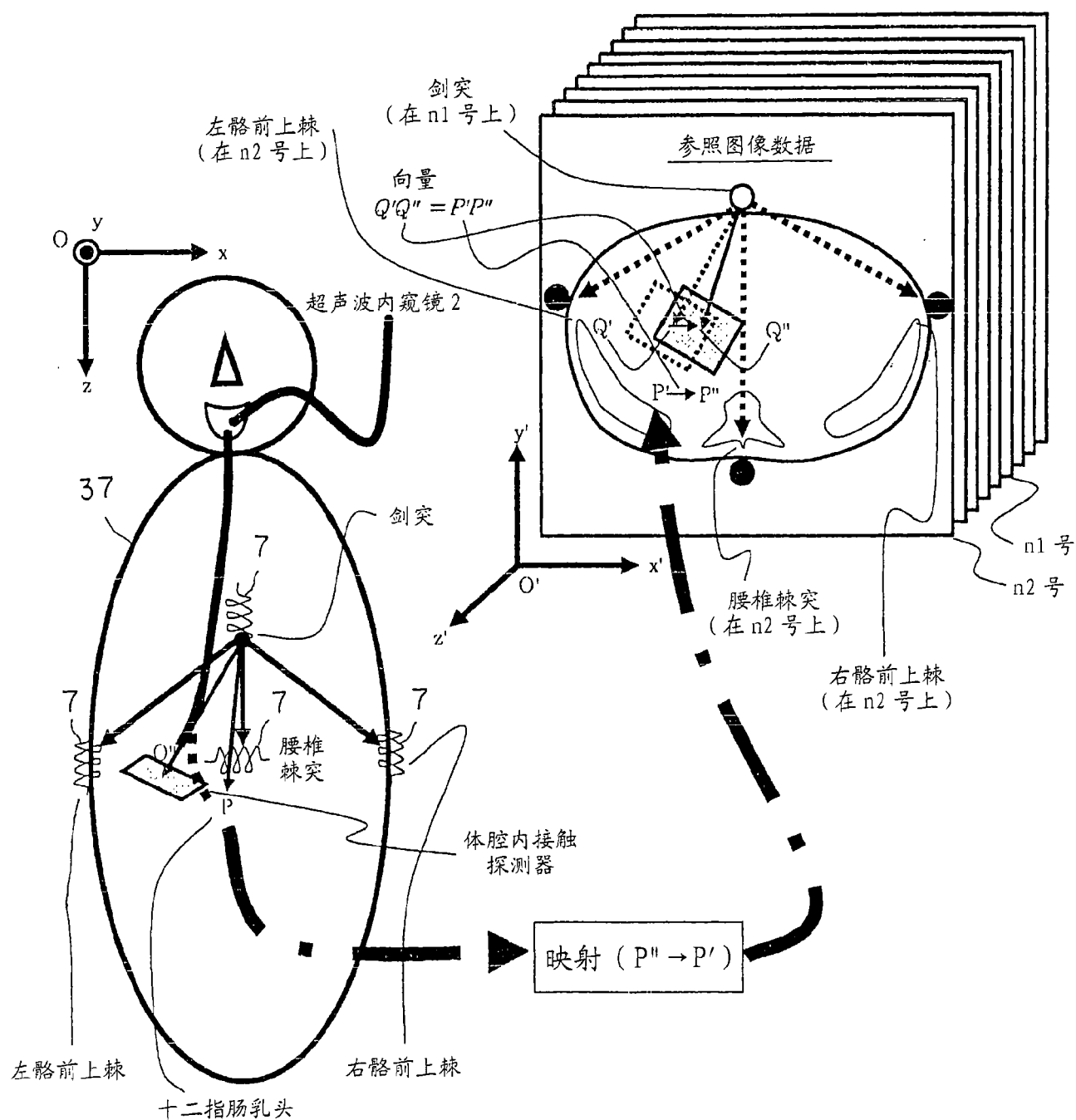


图 9

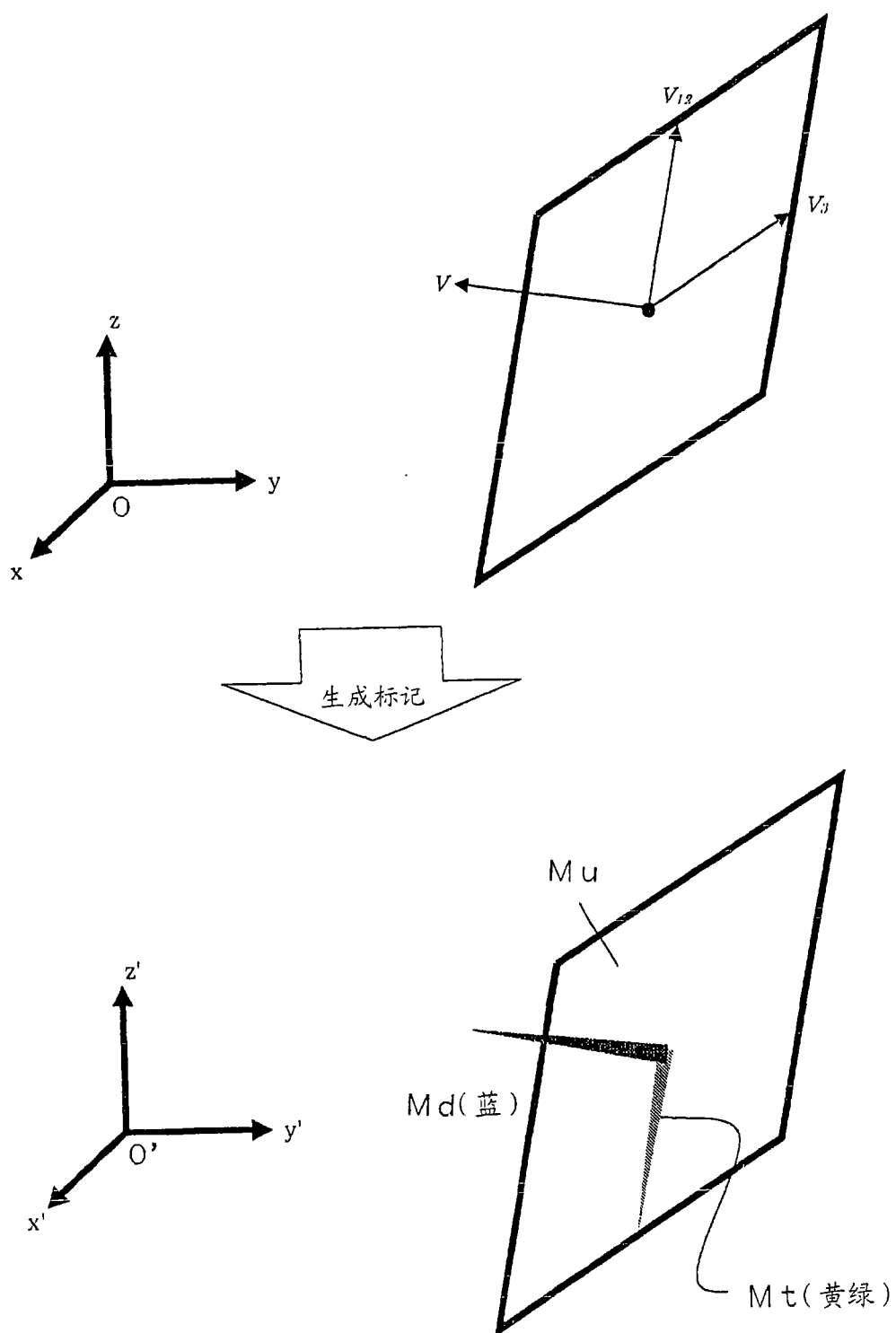


图 10

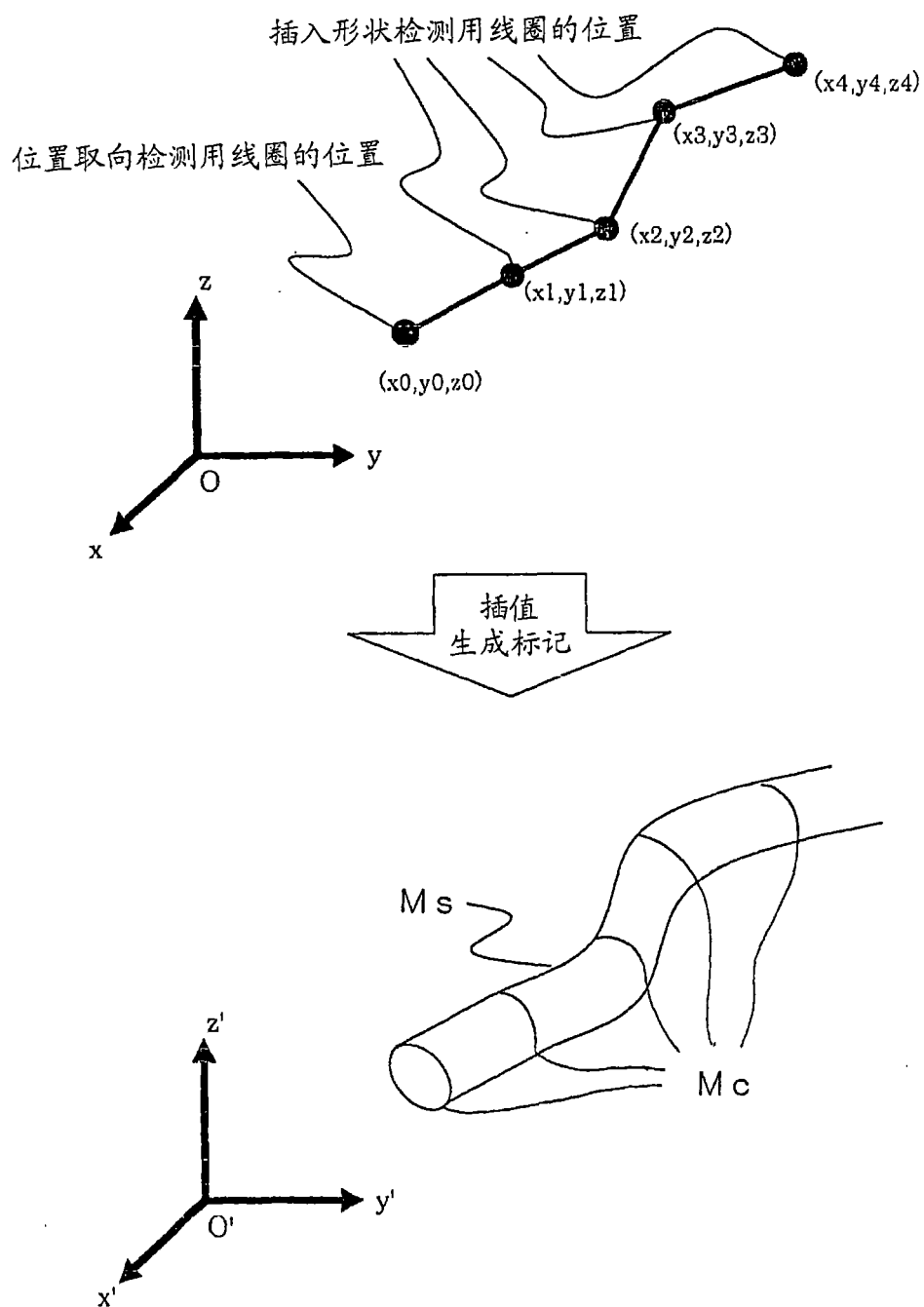


图 11

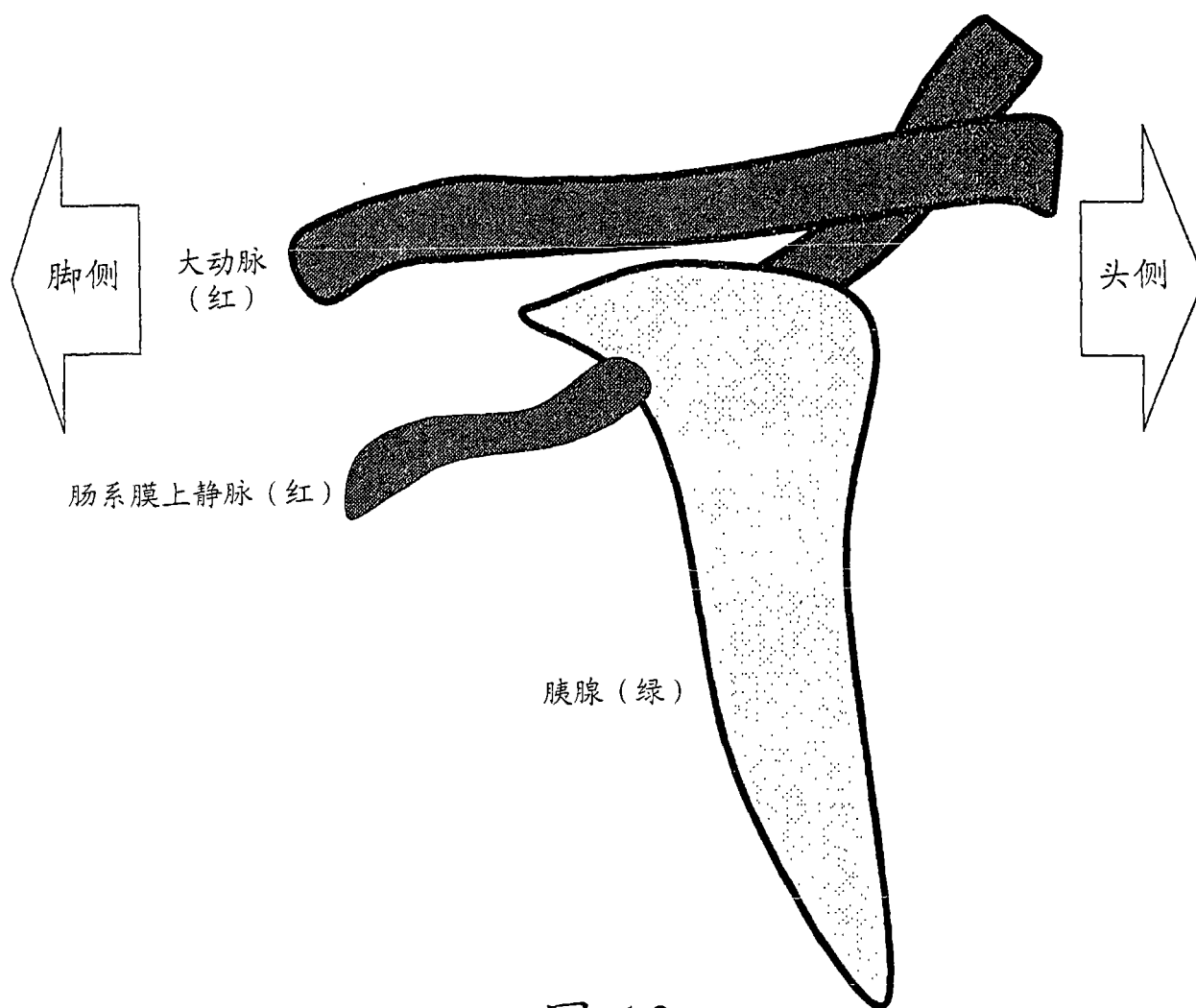


图 12

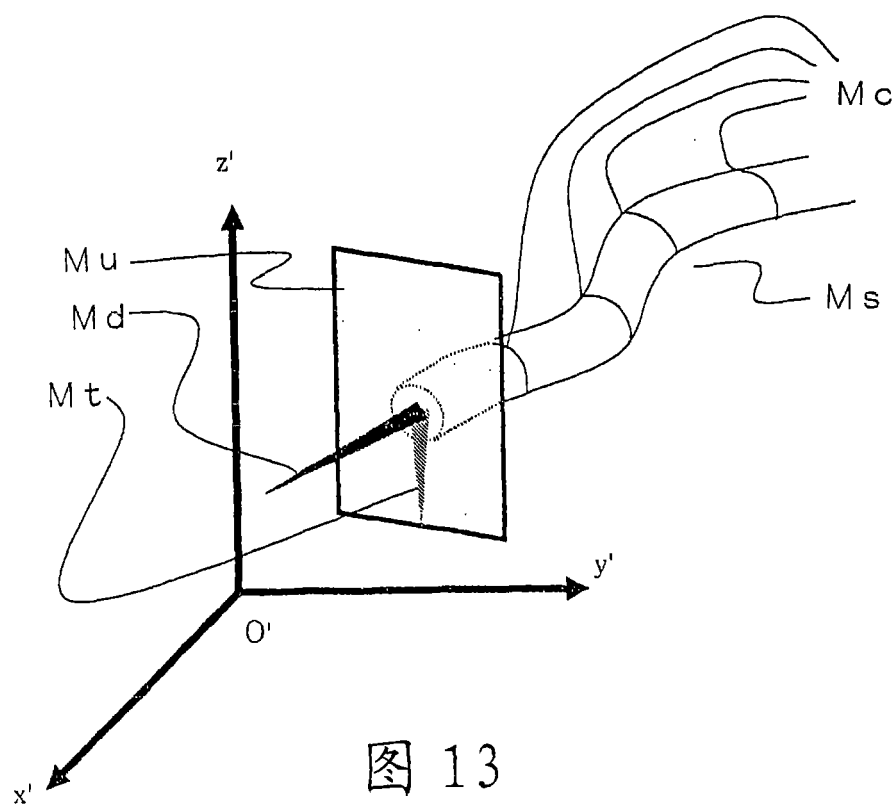


图 13

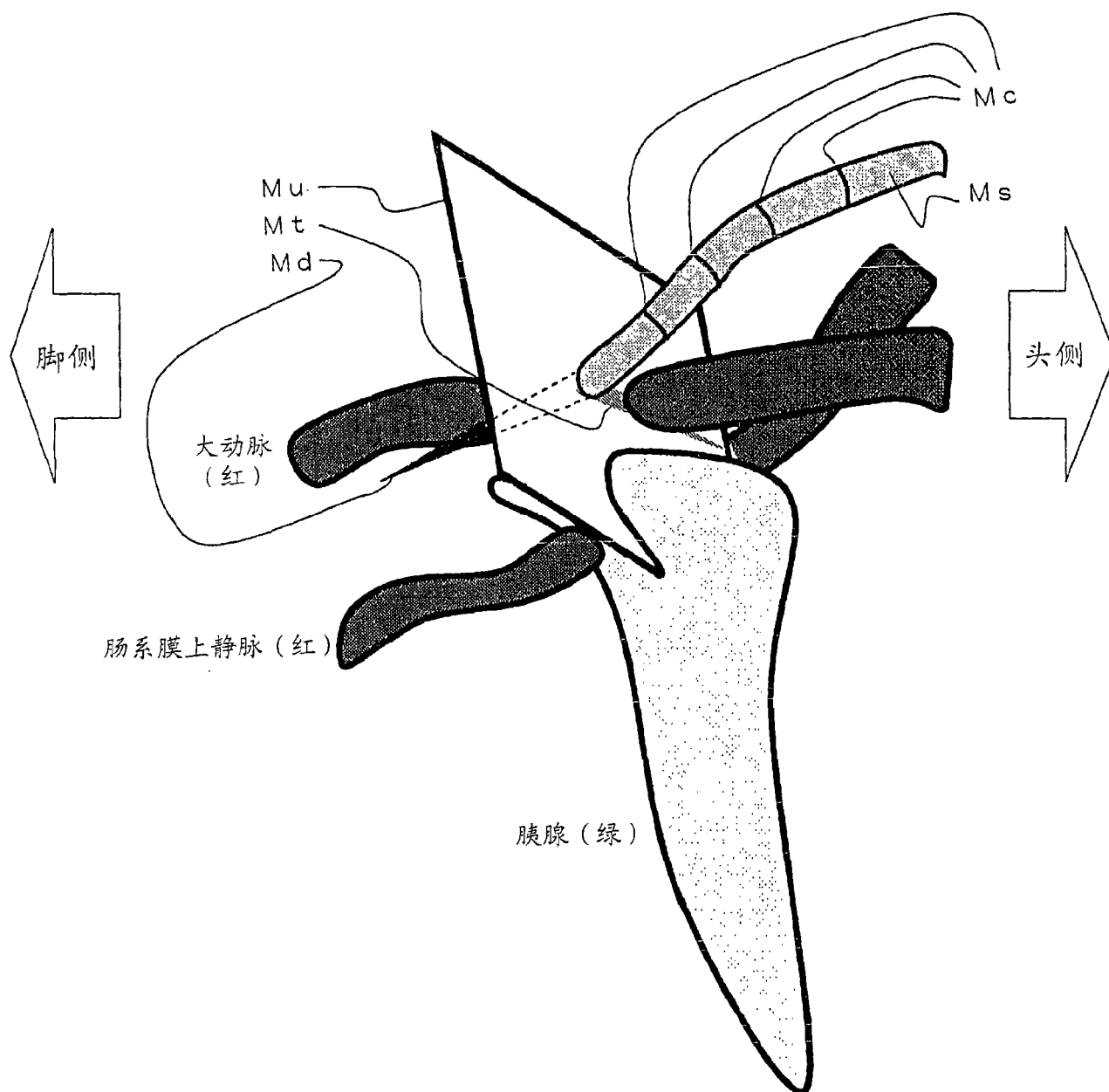


图 14

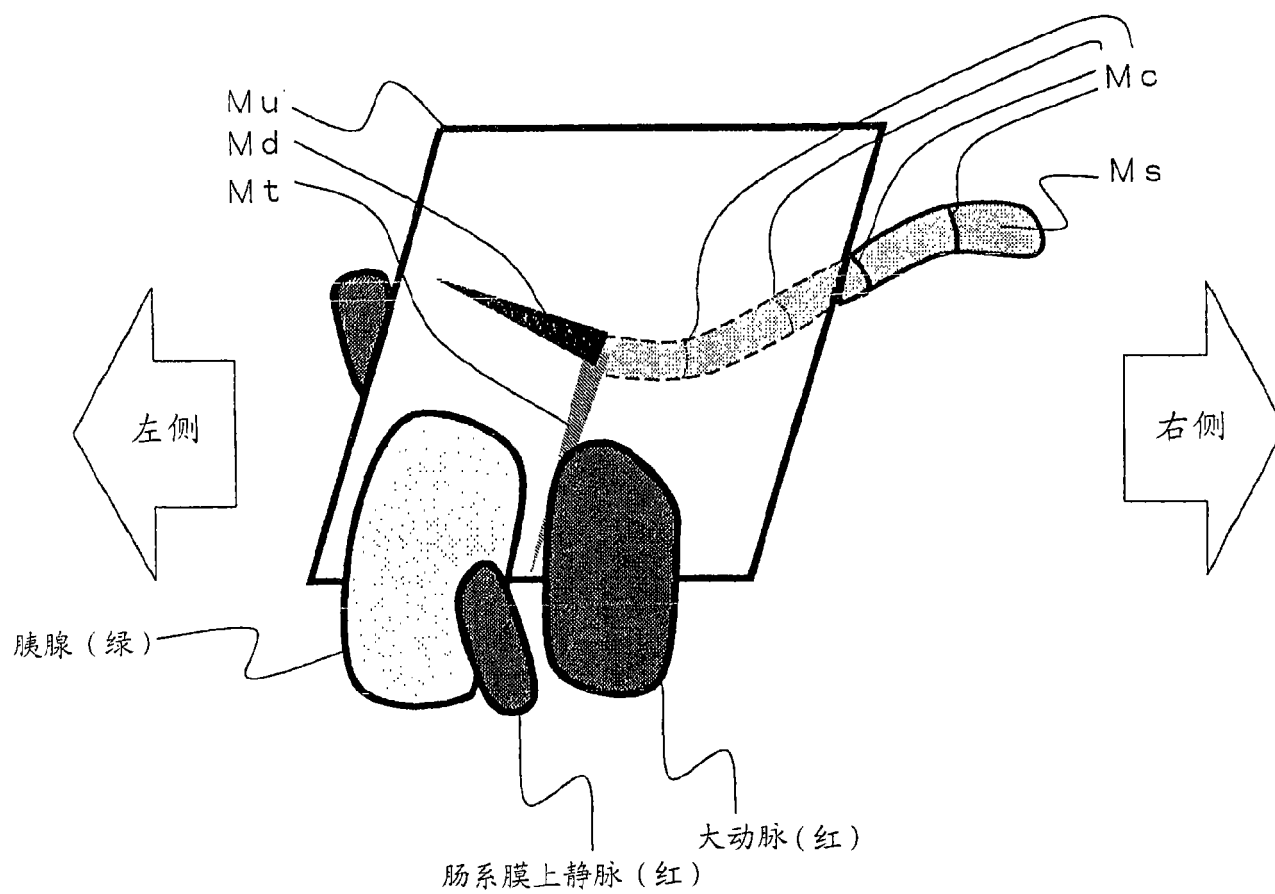


图 15

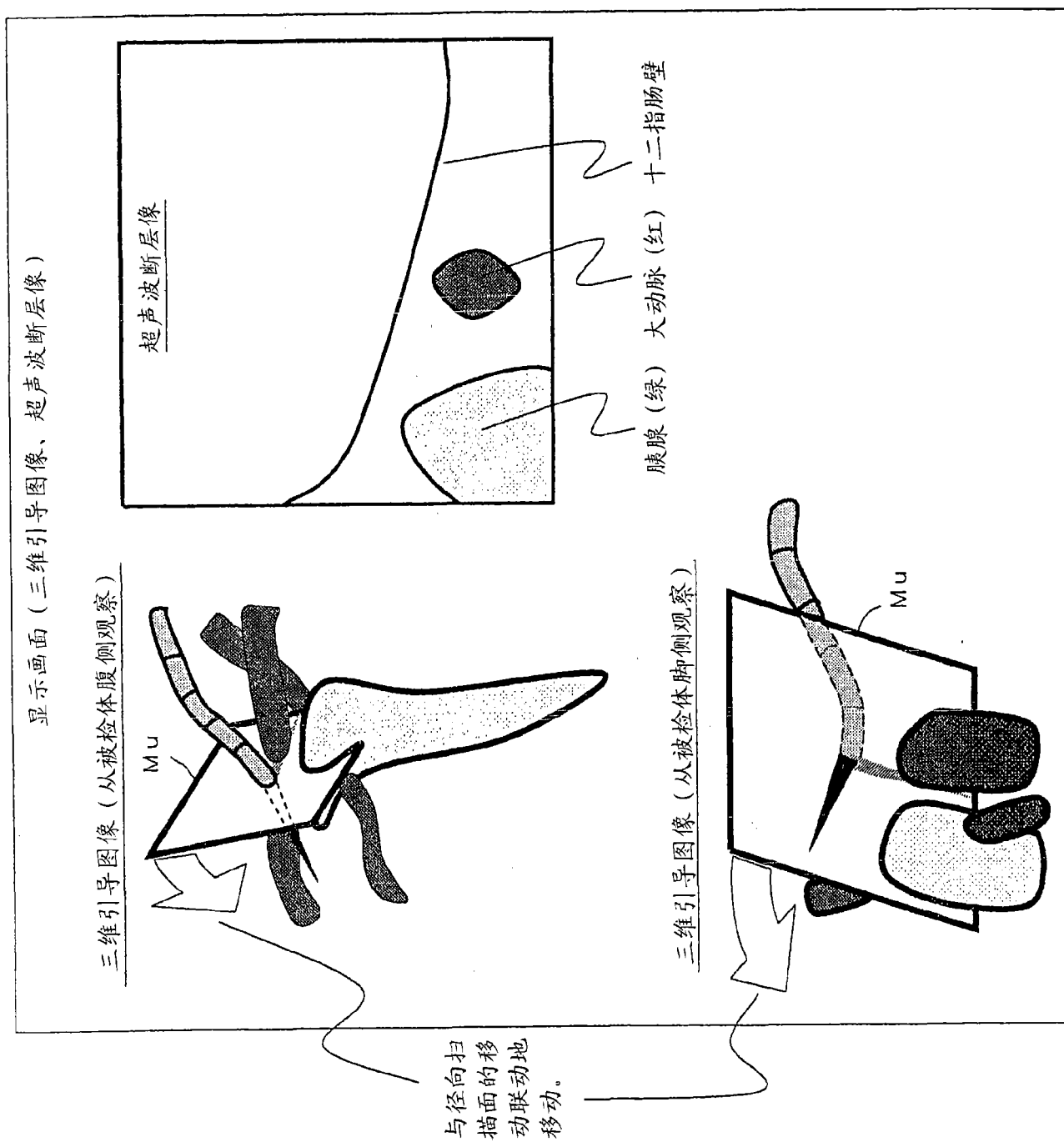


图 16

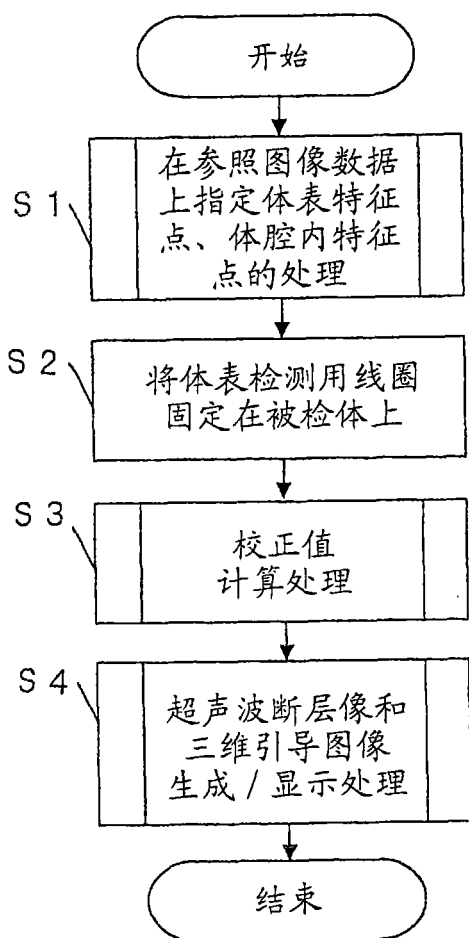


图 17

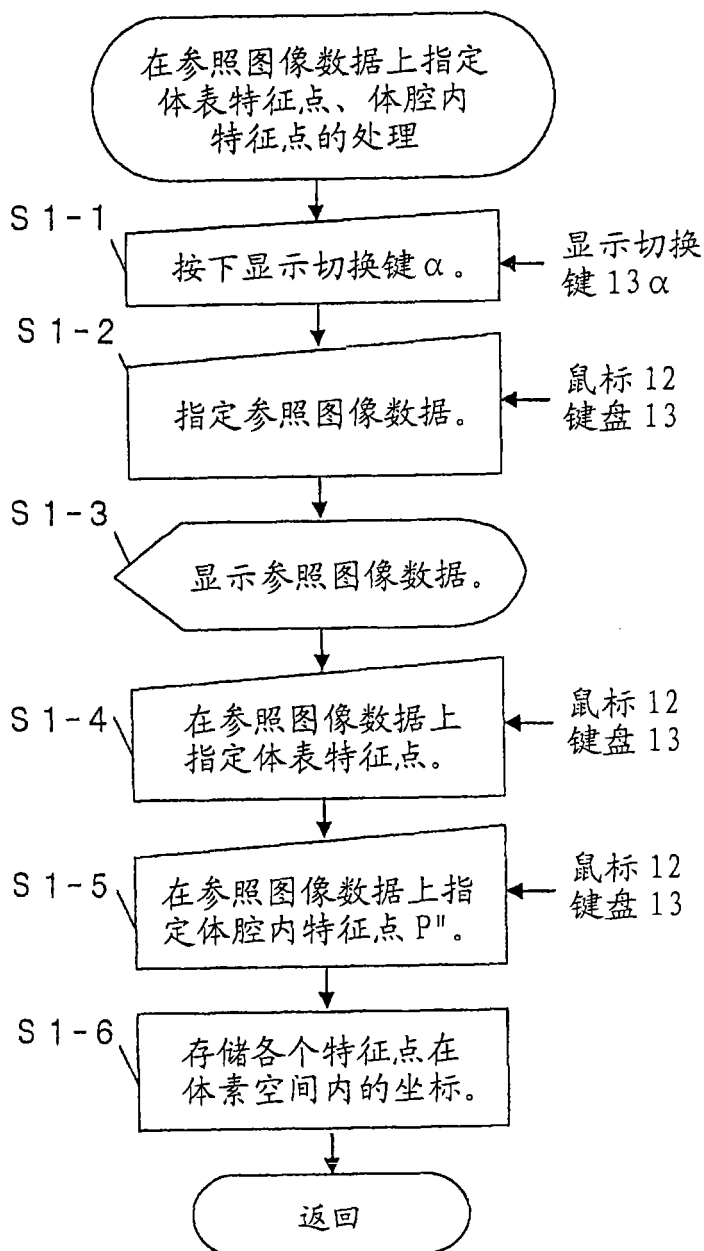


图 18

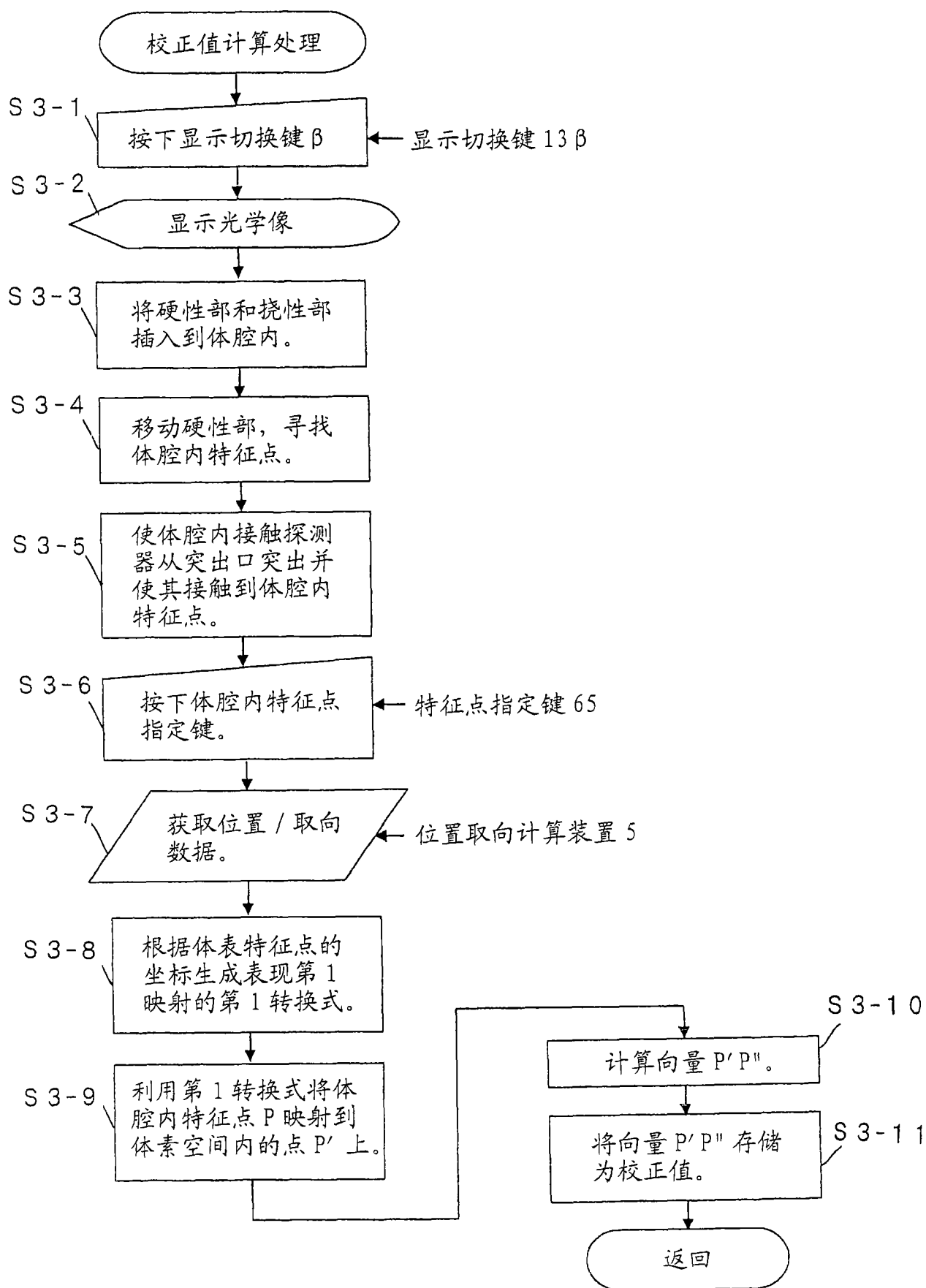


图 19

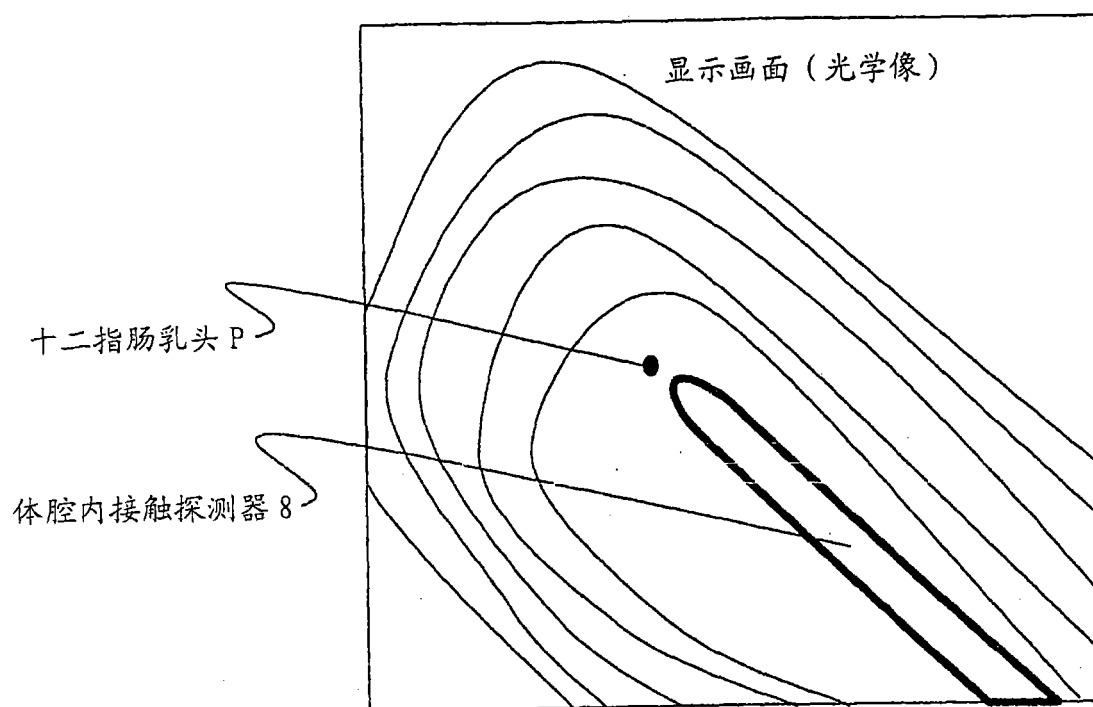


图 20

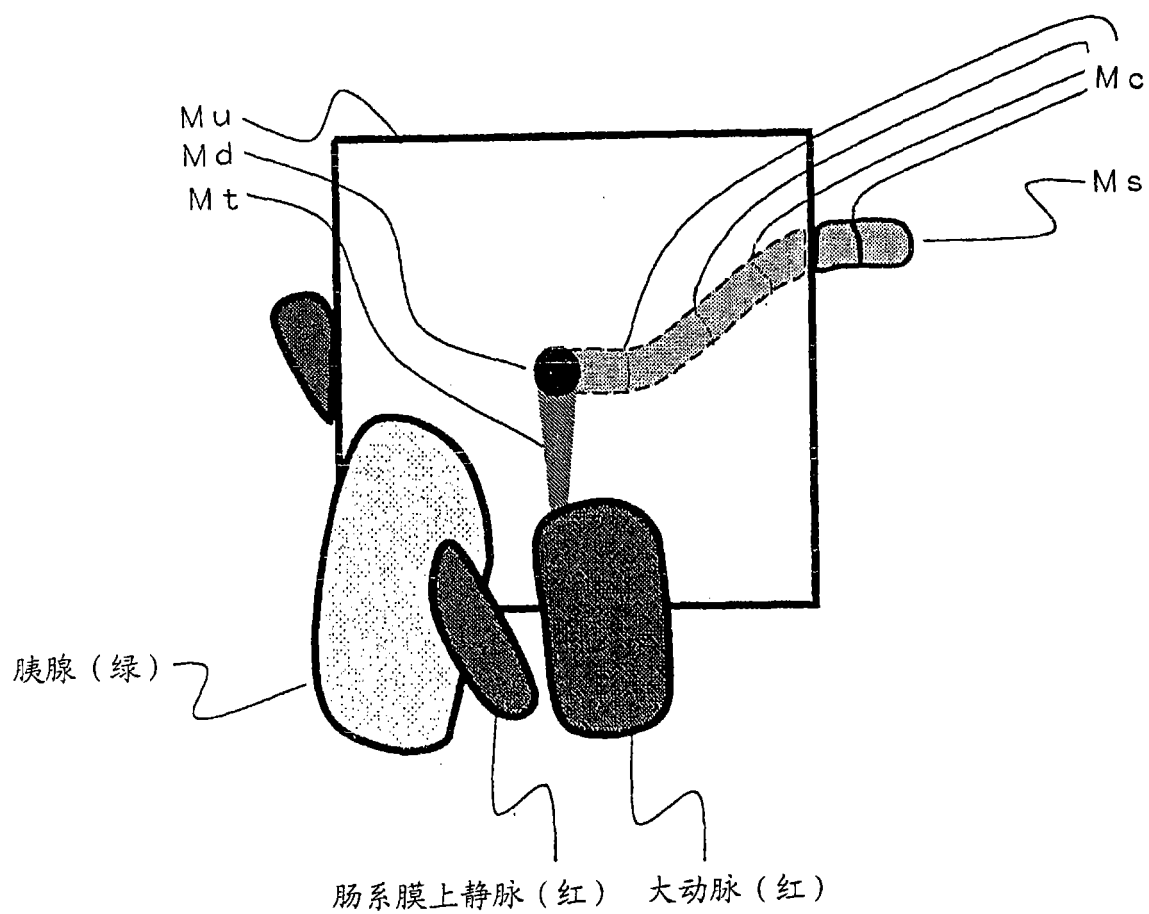


图 22

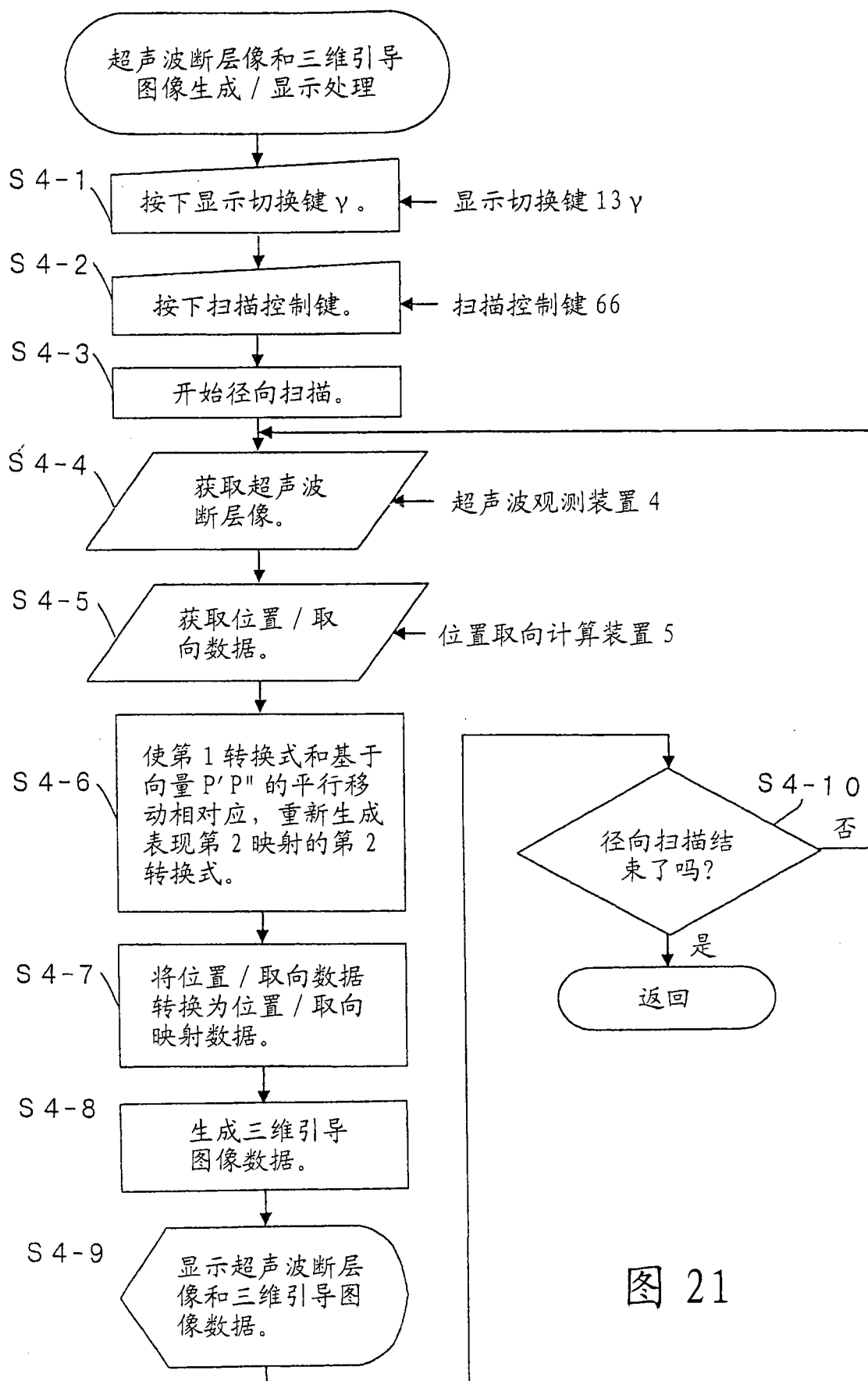


图 21

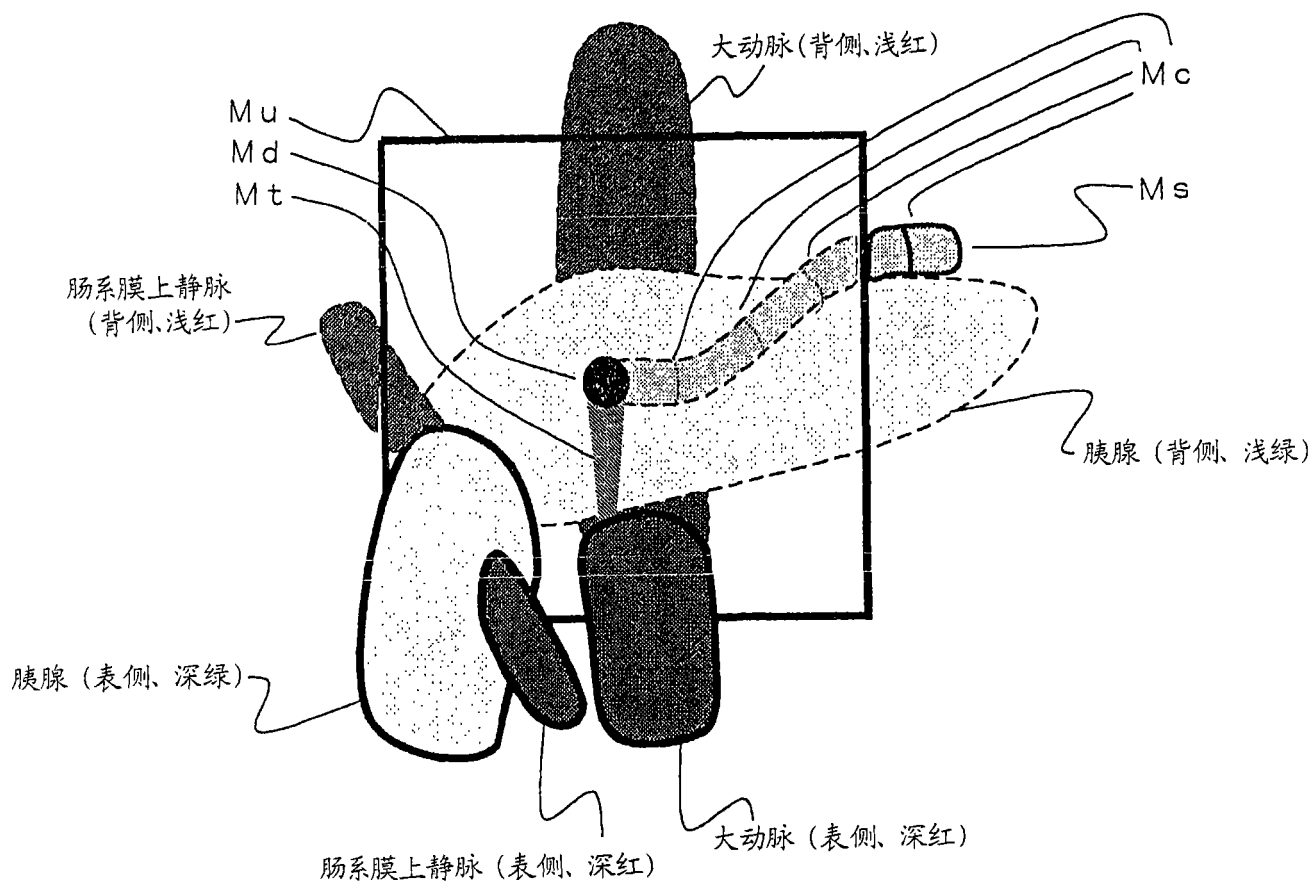


图 23

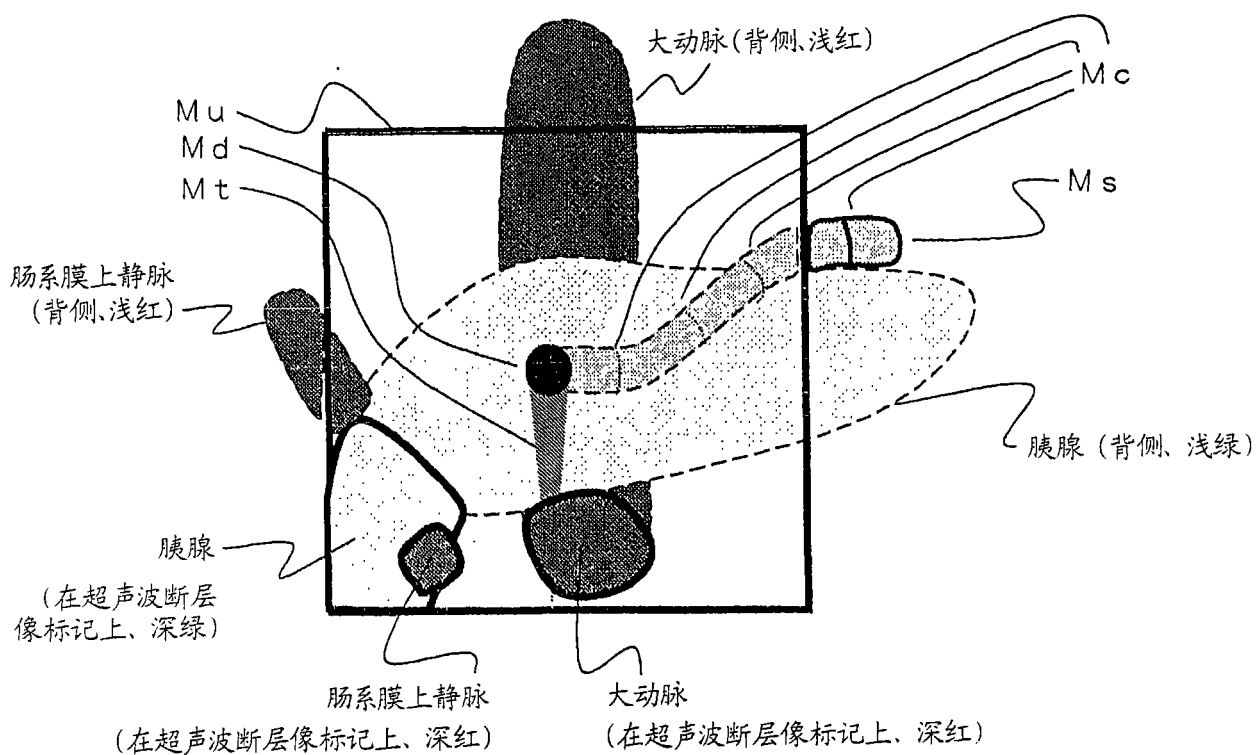


图 24

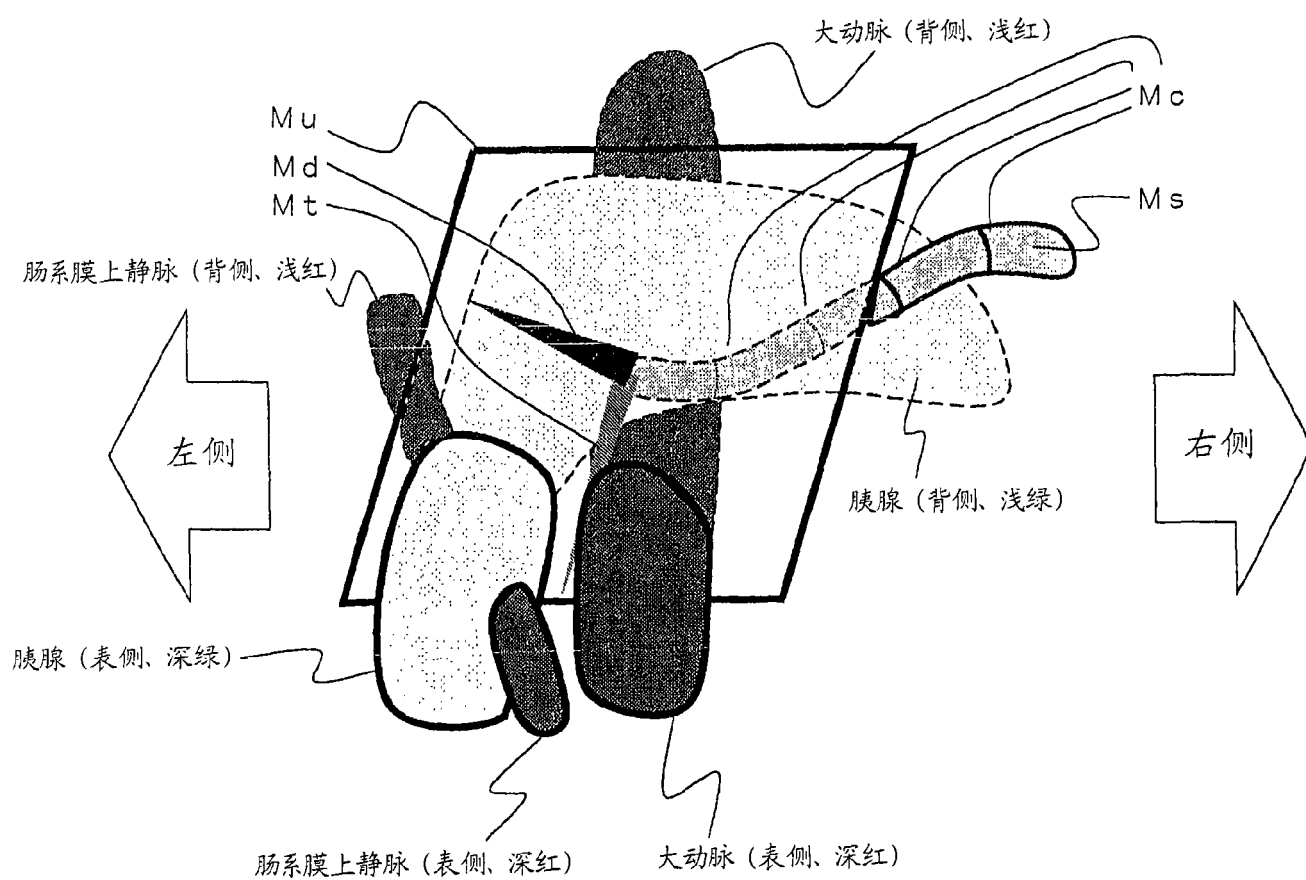
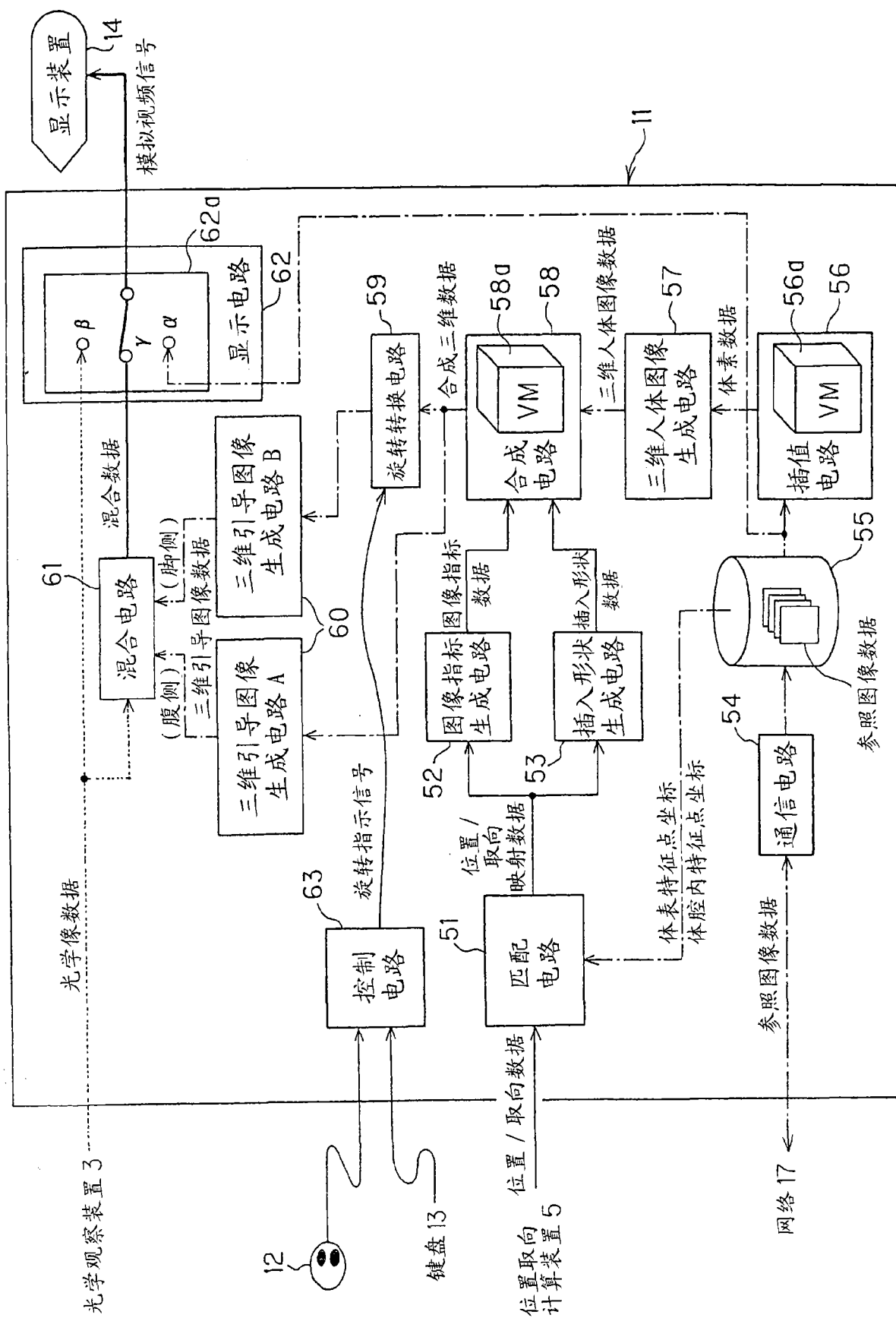


图 25



26

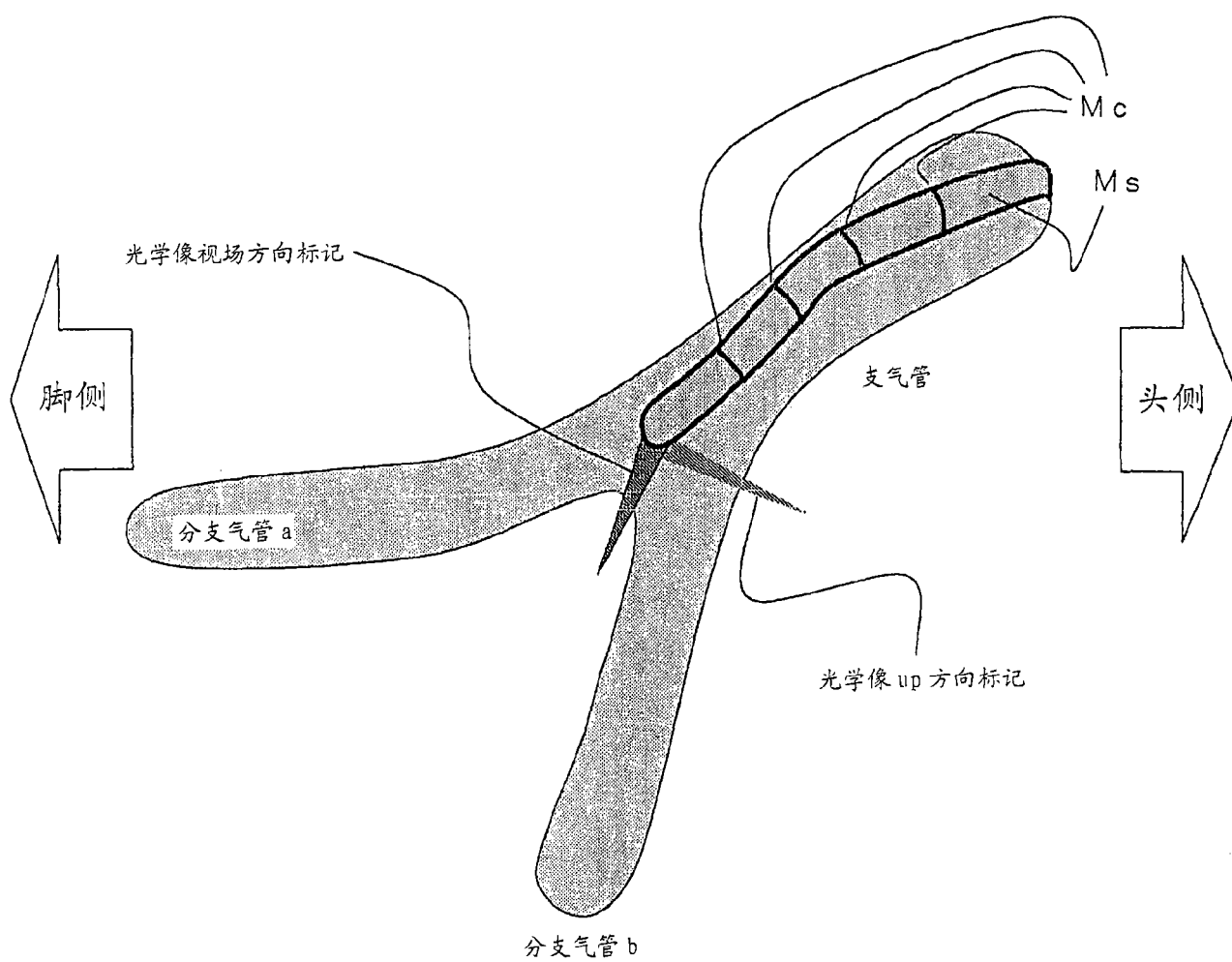


图 27

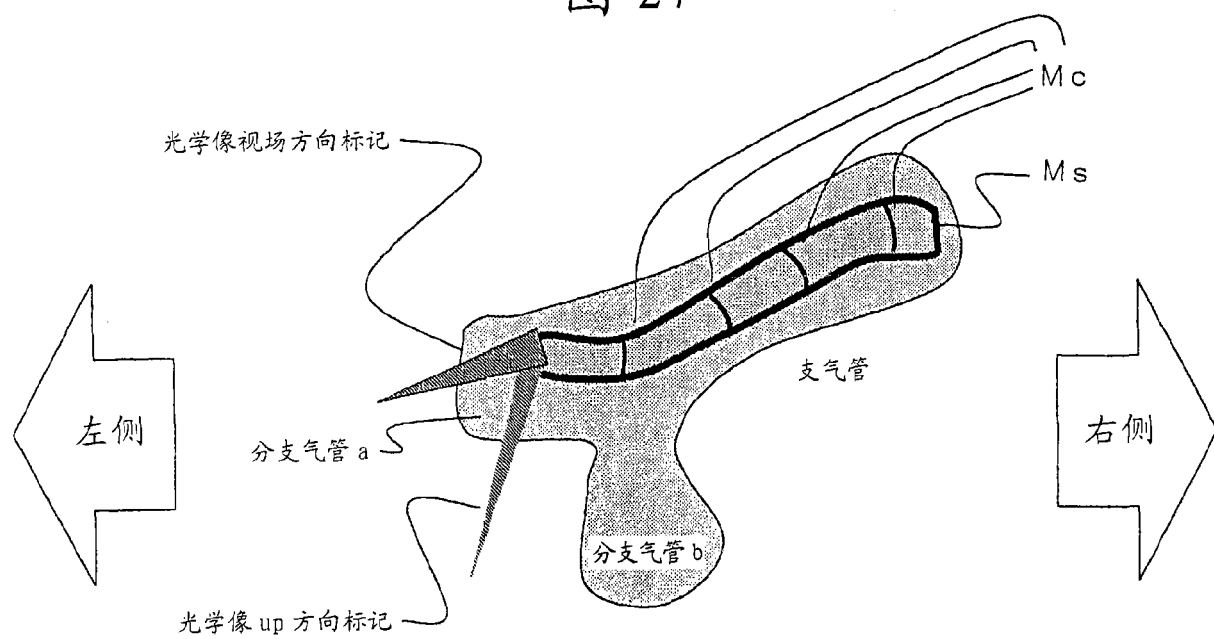


图 28

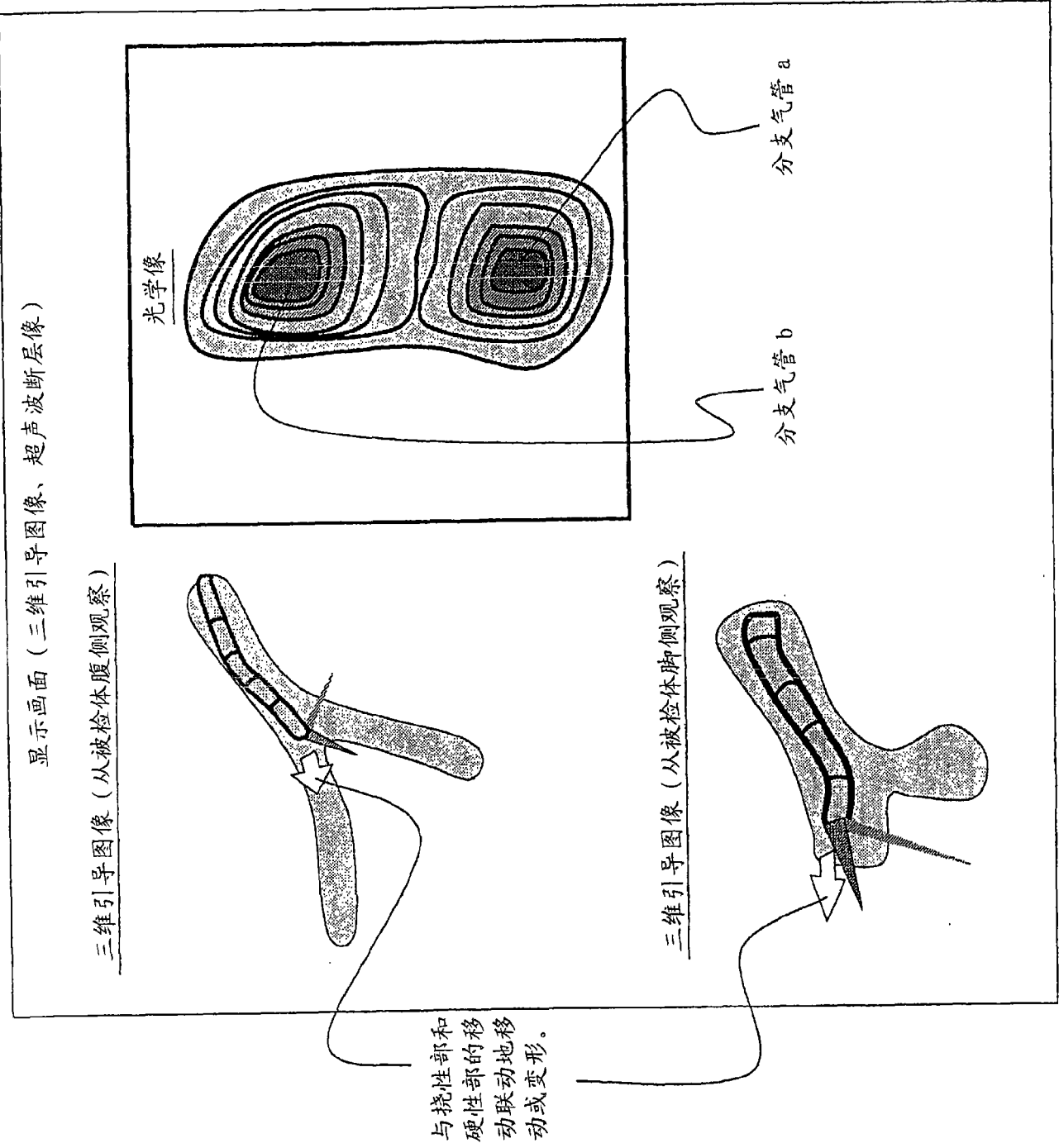


图 29

专利名称(译)	体腔内探测装置		
公开(公告)号	CN101095609A	公开(公告)日	2008-01-02
申请号	CN200710112578.6	申请日	2007-06-21
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	川岛知直 生熊聪一 小幡里织 小室雅彦		
发明人	川岛知直 生熊聪一 小幡里织 小室雅彦		
IPC分类号	A61B1/00 A61B8/12		
CPC分类号	A61B1/042 A61B8/4488 A61B6/5247 A61B6/466 A61B5/065 A61B5/06 A61B8/463 A61B6/032 A61B5/055 A61B8/4254 A61B8/467 A61B8/5238 A61B8/12 A61B1/0051 A61B8/4444 A61B8/466		
优先权	2006180435 2006-06-29 JP		
其他公开文献	CN101095609B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种体腔内探测装置，其可以检测体腔内探测器的插入形状和实时图像的方向，并且减小辐射损害，可以生成包括体腔内探测器的插入形状和实时图像的方向的引导图像，在插入到体腔内的作为体腔内探测器的超声波内窥镜(2)前端的硬性部(21)内，设有获取超声波的回波信号的超声波振子阵列(29)，并在其附近设置图像位置取向检测用线圈(31)，在挠性部(22)的长度方向设置插入形状检测用线圈(32)等，生成包括挠性部(22)的插入形状、和根据回波信号生成的作为实时图像的超声波断层像的方向等的引导图像。

