

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

G06T 1/00

A61B 6/03 A61B 5/00



[12] 发明专利说明书

[21] ZL 专利号 00809159.5

[45] 授权公告日 2005 年 3 月 23 日

[11] 授权公告号 CN 1194324C

[22] 申请日 2000.6.28 [21] 申请号 00809159.5

[30] 优先权

[32] 1999. 6. 30 [33] JP [31] 185865/1999

[32] 2000. 5. 24 [33] JP [31] 153563/2000

[86] 国际申请 PCT/JP2000/004235 2000. 6. 28

[87] 国际公布 WO2001/003065 日 2001. 1. 11

[85] 进入国家阶段日期 2001. 12. 28

[71] 专利权人 金汉俊

地址 日本兵库县

[72] 发明人 金汉俊

审查员 崔艳慧

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公
司

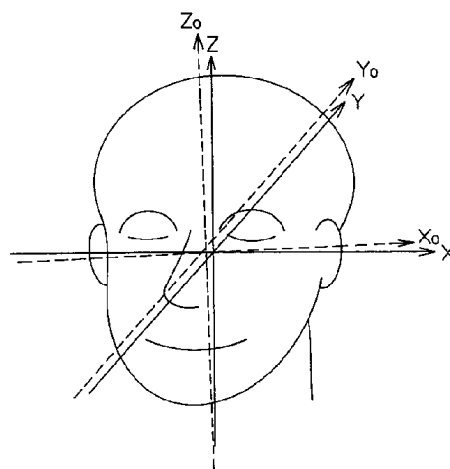
代理人 刘晓峰

权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图 11 页

[54] 发明名称 三维图像显示装置及显示方法

[57] 摘要

一种由传统医疗计算机系统所显示的三维图像不根据解剖界标加以显示，从而不能够根据同样的参考平面和参考物对多个图像互相加以比较和考察。在本发明中，根据多层析 X 射线摄影图像数据构造和显示三维图像。在所显示的三维图像中确定解剖界标，并根据界标创建参考平面。当参考平面得以创建时，基于其校正了位置显示三维图像从而使其成为基于参考平面的图像。因此，三维显示的图像是基于解剖参考平面的图像，从而在三维上可对其进行解剖操纵，由此可获得具有良好再生性的图像。



I S S N 1 0 0 8 - 4 2 7 4

1. 一种用于显示三维图像的装置，其特征在于，该装置包括：
- 5 存储多层析 X 射线摄影图像数据的层析 X 射线摄影数据存储装置；
显示装置；
三维图像构造装置，其用于根据存储在层析 X 射线摄影数据存储装置中的多层析 X 射线摄影图像数据构造三维图像，并把所构造的三维图像显示在所述显示装置上；
- 10 坐标存储装置，其用于存储至少三个解剖界标的坐标，所述解剖界标是在显示装置上所显示的三维图像中确定的；
参考平面创建装置，该参考平面创建装置用于根据存储的至少三个界标的坐标创建解剖参考平面，其中参考平面创建装置将穿过三个界标的坐标的平面作为第一参考平面，将穿过连接另两个界标的线段且垂直于第一参考平面的平面作为第二参考平面，所述另两个界标可以与先前
- 15 确定的界标重叠，将穿过再一个界标且垂直于第一和第二参考平面的平面作为第三参考平面；及
三维图像校正装置，其用于将由三维图像构造装置构造的三维图像校正为其位置表示已根据所创建的解剖参考平面加以校正的三维图像。
- 20 2. 如权利要求 1 所述的显示装置，其特征在于：
所述三维图像校正装置将校正的三维图像显示在所述显示装置上。
3. 如权利要求 2 所述的显示装置，其特征在于：
由所述参考平面创建装置创建的解剖参考平面与校正的三维图像一起显示在所述显示装置上。
- 25 4. 如权利要求 1 所述的显示装置，其特征在于：其还包括：
显示控制装置，其用于在显示装置上显示基于解剖参考平面的二维图像以响应这样的需求，即层析 X 射线摄影图像或切割平面应相对于三维图像被显示，所述三维图像的位置表示已根据创建的解剖参考平面被校正。
- 30 5. 如权利要求 1 所述的显示装置，其特征在于：

解剖参考平面包括水平参考平面，该水平参考平面是用于将头分隔成上部和下部的平面；冠状平面，该冠状平面是用于将头分隔成前部和后部的平面；及中间平面，该中间平面是将头分隔成左部和右部的平面。

6. 一种显示三维图像的方法，其特征在于：该方法包括下列步骤：

- 5 创建存储多层析 X 射线摄影图像数据的层析 X 射线摄影数据文件；
 根据存储在所述文件中的多层析 X 射线摄影图像数据构造三维图像，并把构造的三维图像显示在显示器上；

 当解剖界标在所显示的三维图像中被确定时，将该界标显示在三维图像上并存储该界标的坐标；

- 10 响应于至少三个界标的确定，将穿过该三个界标的坐标的平面作为第一参考平面；

 响应于另两个界标的确定，将穿过连接这两个界标的一条线段并垂直于第一参考平面的平面作为第二参考平面，所述另两个界标可与先前所确定的界标相重叠；

- 15 响应于再一个界标的确定，将穿过该再一个界标并分别垂直于第一参考平面和第二参考平面的平面作为第三参考平面，所述再一个界标可与先前所确定的界标相重叠；及

 校正和显示三维图像的坐标，从而将形成在第一参考平面、第二参考平面及第三参考平面相交的位置处的 X_o -轴、 Y_o -轴及 Z_o -轴用作参考
20 轴。

7. 如权利要求 6 所述的显示方法，其特征在于：

 第一参考平面、第二参考平面、第三参考平面和/或 X_o -轴、 Y_o -轴及 Z_o -轴可以一起显示在被校正和显示的三维图像上。

8. 如权利要求 7 所述的显示方法，其特征在于：

- 25 显示基于参考平面的二维图像以响应这样的要求：即应显示三维图像的某个层析 X 射线摄影图像或某个切割平面。

9. 如权利要求 7 所述的显示方法，其特征在于：

- 第一参考平面为水平参考平面，其用于把头分隔成上部和下部，第二参考平面为冠状平面，其用于把头分隔成前部和后部，及第三参考平
30 面为中间平面，其用于把头部分隔成左部和右部。

三维图像显示装置及显示方法

5

技术领域

本发明涉及一种用于显示三维图像的装置，三维图像的显示方法，及在医用计算机系统中用于显示三维图像的程序。

10 背景技术

作为医学领域中的一个例子，将通过正牙学对本发明加以描述。

在正牙学中，提供了对牙齿错位咬合的医治，例如对所谓的突牙、嘴部下唇突出、以及牙齿排列的矫正。然而，这种治疗并不仅仅是规则地排列牙齿。例如，牙齿的排列和前牙部分的咬合与嘴和面部的美学特性密切相关。咬合是由一对上下颌骨牙列构成的。因此，为了在咬合和面容两个方面均能获得好的治法效果，上下颌中的牙齿的位置、上下颌之间的偏差、以及颅骨中下颌骨的位置关系等都必须充分加以考虑，以提供相应的治疗。

在正牙学的临床研究中，为了获取众多与牙齿、上下颌、以及头颅相关的信息，即使在目前，大约在 1940 年引入的头部测量胶片仍经常用作必不可少的检查材料。

在人类中，骨骼上的解剖测量点（界标）是共同的，并广泛用于获知不同种族之间的骨架形态的差别以及相应的骨架形态。在正牙学中，界标之间的距离和角度被计算出并用于对病人骨架形态的模式及其牙齿的位置等进行分类、确定问题、进行各种诊断，如治疗计划，及评估治疗之前和治疗之后发生的变化及生长的变化。

头部测量胶片通常通过利用所谓的耳棒施加于左右外耳道设定头部标准而采纳。然而，在设置中它们有一定程度的变化而且精度受到限制。另外，它们是用于使人体透明的射线照相。例如，在横向头部测量的情况下，左和右侧骨骼互相重叠因此在某些情况下它们很难看到。

近年来，一种能够构造层析 X 射线摄影数据的图像处理技术（计算机软件）已经发展出来，其中，层析 X 射线摄影数据是通过计算机上的三维层析 X 射线摄影机即所谓的 CT（计算的层析 X 射线摄影机）或 MRI（磁共振图像处理）并对颅骨进行观察得到的。

- 5 在现有的计算机软件中，可以根据多层析 X 射线摄影图像数据在显示器上构造三维图像（3D 图像），在显示器自由地旋转和移动 3D 图像，并可在任意观察点上观察 3D 图像。

在显示器上可以任意设置欲以切割的部分（范围）、该部分的位置、以及切割的方向，并显示切割平面上的图像。

- 10 然而，在当前的计算机系统和软件中，执行以界标为基准设定参考平面、显示基于所设参考平面的三维图像、并根据所设参考平面旋转三维图像的处理是不可能的。

- 因此，当试图把关于一位病人的过去的数据与当前数据进行比较时，要被显示的图像并不是把解剖界标作为基准的图像，而是把 X 射线照相期间已定位的参考轴作为基准所显示的图像。而且，每当执行 X 射线照相时，都要对已在 X 射线照相期间定位的参考轴加以设置。因此，两个要加以比较的图像在参考轴中不相一致，以致于不能对两个图像正确地互相加以比较。
- 15

- 类似地，例如，即使当对多个病人的骨架形态互相加以比较时，也要已在根据 X 射线照相期间定位的参考轴把每一个图像构造为三维图像。因此，不能根据相同的参考轴对多个图像互相进行比较。
- 20

发明内容

- 本发明正是在这样的背景下作出的，其目的是提供一种显示装置，其能够根据多层析 X 射线摄影数据在显示器上显示三维图像、确定出现在所显示图像上的多个解剖界标以利用作为基准的确定的界标创建参考平面、以及把所显示的图像校正为以利用作为基准的界标而创建的参考平面为基准的图像，并提供一种显示处理的方法以及一种用于它们的图像显示程序。
- 25

- 30 根据本发明的一个方面，一种用于显示三维图像的装置，该装置包

括：存储多层析 X 射线摄影图像数据的层析 X 射线摄影数据存储装置；显示装置；三维图像构造装置，其用于根据存储在层析 X 射线摄影数据存储装置中的多层析 X 射线摄影图像数据构造三维图像，并把所构造的三维图像显示在所述显示装置上；坐标存储装置，其用于存储至少三个

5 解剖界标的坐标，所述解剖界标是在显示装置上所显示的三维图像中确定的；参考平面创建装置，该参考平面创建装置用于根据存储的至少三个界标的坐标创建解剖参考平面，其中参考平面创建装置将穿过三个界标的坐标的平面作为第一参考平面，将穿过连接另两个界标的线段且垂直于第一参考平面的平面作为第二参考平面，所述另两个界标可以与先

10 前确定的界标重叠，将穿过再一个界标且垂直于第一和第二参考平面的平面作为第三参考平面；及三维图像校正装置，其用于将由三维图像构造装置构造的三维图像校正为其位置表示已根据所创建的解剖参考平面加以校正的三维图像。

根据本发明的第二方面，所述三维图像校正装置将校正的三维图像

15 显示在所述显示装置上。

根据本发明的第三方面，由所述参考平面创建装置创建的解剖参考平面与校正的三维图像一起显示在所述显示装置上。

根据本发明的第四方面，显示控制装置，其用于在显示装置上显示基于解剖参考平面的二维图像以响应这样的需求，即层析 X 射线摄影图像或切割平面应相对于三维图像被显示，所述三维图像的位置表示已根据

20 创建的解剖参考平面被校正。

根据本发明的第五方面，解剖参考平面包括水平参考平面，该水平参考平面是用于将头分隔成上部和下部的平面；冠状平面，该冠状平面是用于将头分隔成前部和后部的平面；及中间平面，该中间平面是将头

25 分隔成左部和右部的平面。

根据本发明的第六方面，一种显示三维图像的方法，该方法包括下列步骤：创建存储多层析 X 射线摄影图像数据的层析 X 射线摄影数据文件；根据存储在所述文件中的多层析 X 射线摄影图像数据构造三维图像，并把构造的三维图像显示在显示器上；当解剖界标在所显示的三维图像

30 中被确定时，将该界标显示在三维图像上并存储该界标的坐标；响应于

至少三个界标的确定，将穿过该三个界标的坐标的平面作为第一参考平面；响应于另两个界标的确定，将穿过连接这两个界标的一条线段并垂直于第一参考平面的平面作为第二参考平面，所述另两个界标可与先前所确定的界标相重叠；响应于再一个界标的确定，将穿过该再一个界标并分别垂直于第一参考平面和第二参考平面的平面作为第三参考平面，所述再一个界标可与先前所确定的界标相重叠；及校正和显示三维图像的坐标，从而将形成在第一参考平面、第二参考平面及第三参考平面相交的位置处的 X_o -轴、 Y_o -轴及 Z_o -轴用作参考轴。

根据本发明的第七方面，第一参考平面、第二参考平面、第三参考平面和/或 X_o -轴、 Y_o -轴及 Z_o -轴可以一起显示在被校正和显示的三维图像上。

根据本发明的第八方面，显示基于参考平面的二维图像以响应这样的要求：即应显示三维图像的某个层析 X 射线摄影图像或某个切割平面。

根据本发明的第九方面，第一参考平面为水平参考平面，其用于把头分隔成上部和下部，第二参考平面为冠状平面，其用于把头分隔成前部和后部，及第三参考平面为中间平面，其用于把头部分隔成左部和右部。

根据本发明，在医疗计算机系统中，显示器上所显示的三维图像的显示位置（坐标值或地址）可被校正为把解剖参考平面作为基准的三维图像的显示位置。因此，将以三维显示的图像不是 X 射线照相期间以参考轴为基础所显示的图像，而是基于解剖参考平面的图像。因此，三维图像可以解剖地导向。根据解剖，从形态学的正确方向或从总能够获得再生性的方向测量、估价、以及比较图像的形态是可能的。

另外，根据参考平面所显示的三维图像当然也可以按任意角度旋转，并可沿任何断面加以切割，与在传统的例子中一样。在这种情况下，将解剖参考平面作为一个基准。因此，获得拥有再生性的三维图像和切割面上的 X 线断层照片是可能的。

附图说明

图 1A 为如何使用 CT 装置对病人进行层析 X 射线摄影的示意图。图

1B 为 CT 装置套环的中心轴和病人头部的中心轴不必互相重合的示意图。

图 2 为在 X 射线照相期间三维图像中的参考轴 X、Y、Z 和基于解剖界标的参考轴 X_0 、 Y_0 、 Z_0 。

5 图 3 为根据本发明实施例的计算机系统的配置框图。

图 4 为由图 3 所示系统所执行的一个处理操作的总的轮廓流程图。

图 5 为显示器 15 上的一个显示例子。

图 6 为显示器 15 上的一个显示例子。

图 7 为用于创建基于解剖界标的参考平面的处理的流程图。

10 图 8 为用于创建基于解剖界标的参考平面的处理的流程图。

图 9 为用于创建基于解剖界标的参考平面的处理的流程图。

图 10 为显示器 15 上的一个显示例子。

图 11 为如何确定右部和右眶最下点的示意图。

图 12 为如何确定左部和左眶最下点的示意图。

15 图 13 为头部 H 的三维图像、水平参考平面、第一垂直参考平面、以及第二垂直参考平面的示意图。

具体实施方式

现在参考附图对本发明的一个实施例具体地加以描述。

20 将再次对本发明所解决的问题具体地加以描述。

图 1A 为如何使用 CT 装置 1 对病人 P 的头部 H 等进行层析 X 射线摄影的示意图。病人 P 面朝上躺在台架 2 的预确定的位置上。此时，如果需要的话，通过简单的配合装置或类似装置把病人 P 的身体加以固定。台架 2 沿箭头 3 所示的方向移动，并进入套环 4。通过沿套环 4 周边表面螺旋移动的图像摄取部分执行层析 X 射线摄影。由此可获得多层析 X
25 射线摄影数据。

然而，如图 1B 所示，套环 4 的中心轴 5 和已经进入套环 4 的病
人的头部 H 的中心轴不必互相重合。在许多情况下，两个轴彼此相互移位。另外，每次执行层析 X 射线摄影时病人头部 H 的中心轴和套环 4 的中心
30 轴 5 的移位量和移位方向都不相同。

因此，由 CT 装置 1 所获得的层析 X 射线摄影数据变成与病人的头部 H 相关的层析 X 射线摄影数据，如从套环 4 中所观察到的，并且是把层析 X 射线摄影的位置（套环 4 的位置）用作基准的数据。

因此，当把从 CT 装置所获得的多层析 X 射线摄影图像数据构造成
5 三维图像时，其参考轴 X、Y 和 Z 都根据 X 射线照相期间的参考位置（套环 4 的位置）加以确定，如图 2 所示。

另一方面，为了正确地掌握病人的骨架形态、牙齿的位置等，必须观察将根据预定解剖界标所设置的参考轴 X_0 、 Y_0 和 Z_0 用作基准的三维图像。

10 然而，传统的三维图像是在 X 射线照相期间基于参考轴 X、Y、以及 Z 的图像，如以上所描述的，因此每一个图像的参考轴互不相同。即使对图像互相加以比较，也要测量同一图像的左右位置、倾斜情况等。因此，存在着某些问题，例如，不能获得精确的值。

在本发明的实施例中，提供了一个计算机系统，其能够在 X 射线照相期间把基于参考轴 X、Y、Z 的三维图像转换成基于解剖界标的三个参考平面的图像以通过界标将参考平面作为基准显示三维图像。另外，该
15 实施例还提供了一种显示这样图像的方法。

图 3 为根据本发明实施例的计算机系统的配置框图。该系统包括用作处理中心的 CPU 11；用作大容量存储器的硬盘 12 和诸如工作存储器的存储器 13 例如 RAM 或高速缓冲存储器与 CPU 11 相连。当然，除了
20 以上存储器以外的存储器也与 CPU 11 连接。

另外，用于输入数据和命令的键盘 14、用于显示数据、图像等的显示器 15、鼠标 16、以及用于读取记录在记录介质 21 上的数据和把数据写入记录介质 21 上的阅读器/写入器 17 分别与 CPU 11 相连。显示器 15
25 可以在其显示表面包括所谓的触摸面板结构 18，在显示表面上可以设置确定的位置，呈现在显示表面上的命令键或类似键可以按压。

图 4 为由图 3 所示系统执行的处理操作的总轮廓流程图。根据图 4 的流程，首先描述由图 3 所示系统执行的处理的整个内容的轮廓。

把使用 CT 装置进行 X 射线照相所获得的多层析 X 射线摄影图像数据
30 （以下称为 CT 数据）记录在信息记录介质 21 如光盘、软盘、或 DVD（数

字视盘)上。信息记录介质 21 设置在阅读器/写入器 17 中。例如, 按压阅读起动开关从而读取记录在信息记录介质 21 上的 CT 数据, 并将其存储在硬盘 12 上, 由此创建层析 X 射线摄影数据文件 (步骤 S1)。

5 在 CT 数据的读取完成后, 当根据键盘 14 或鼠标 16 的操作发布三维图像显示命令时 (步骤 S2), CPU 11 判断通过界标表示参考平面的数据是否已经记录在硬盘 12 或存储器 13 中 (步骤 S3)。

10 在初始状态下, 通过界标表示参考平面的数据没有被记录。因此, 执行用于在 X 射线照相期间根据参考轴把作为层析 X 射线摄影数据文件记录在硬盘 12 上的 CT 数据转换成三维图像数据的处理 (步骤 S4)。通过转换在高速缓冲存储器内生成三维图像数据文件。

把通过转换所获得的三维图像数据馈送到显示器 15, 从而在显示器 15 上显示三维图像 (步骤 S6)。

15 当存在通过界标代表参考平面的数据时 (在步骤 S3 为 YES), 已从硬盘 12 读出的 CT 数据不仅仅转换成三维图像数据, 而且转换成三维图像数据并在位置上基于参考平面通过界标得到校正 (步骤 S5), 然后, 将图像数据作为三维图像加以显示。

20 接下来, CPU 11 判断是否要使用了用于通过界标创建参考平面的模式 (步骤 S7)。例如, 把设置用于创建参考平面的模式用的键 31 与三维图像 30 一起显示在显示器 15 上, 如图 5 中所显示的。例如, 通过鼠标把光标移至键 31, 并点击鼠标, 由此由 CPU 11 所进行的处理前进到用于通过界标创建参考平面的处理 (步骤 S8)。以下将详细描述用于通过界标创建参考平面的处理。

25 当在步骤 S7 判断出未使用用于通过界标创建参考平面的模式时, CPU 11 判断是否使用了层析 X 射线照片显示模式 (步骤 S10)。例如, 将三维图像 30 以及用于设置层析 X 射线照片显示模式的键 32 显示在显示器 15 上, 如图 5 所示。例如, 该键通过光标确定并点击鼠标, 由此显示层析 X 射线照片以代替已经显示在显示器 15 上的三维图像 (步骤 11)。多个 (例如 9 或 16 个) 层析 X 射线照片 33 可以同时被显示, 如图 6 所示。通过鼠标并点击鼠标, 把光标移至层析 X 射线照片, 其中一个层析 X 射线照片可以放大的方式显示。

30

此外，当三维图像显示命令未在步骤 S2 输入时，或在步骤 S10 未判断出使用层析 X 射线照片显示模式时，则程序前进到与本发明特征无关的其它处理类型（步骤 S12）。

输入终止命令（步骤 9）从而终止处理。

5 在步骤 S10 和 S11 中，所显示的层析 X 射线照片是在 X 射线照相期间基于以解剖界标为基础的参考平面的层析 X 射线照片或是基于参考轴的层析 X 射线照片。在过程通过步骤 S3 中的 YES 的情况下，在步骤 S5 中所转换的基于参考平面的三维图像在步骤 S6 中被显示。在该步骤中，所显示的层析 X 射线照片也以参考平面为基础。

10 更具体地说，通过设置基于解剖界标的参考平面，根据所设置的参考平面显示三维图像。另外，三维图像的层析 X 射线照片或切割平面也作为基于参考平面的二维图像加以显示。

因此，当基于解剖界标的参考平面已被设置时，所设置的参考平面也用作显示二维图像的基准。换句话说，二维图像是通过使用与用于显示三维图像的基准相同的基准显示的。因此，在显示二维图像中，可以获得拥有良好再生性和有关测量的精确分析的图像。

以下将具体描述在步骤 S8 所描述的用于通过界标创建参考平面的处理。该处理是本发明实施例的特性之一。

图 7-图 9 是用于通过界标创建参考平面的处理的流程图。

20 在该处理中，病人的三维图像 30 首先显示在显示器 15 上，并显示参考平面创建屏幕 35，如图 10 所示（步骤 S21）。

在参考平面创建屏幕 35 上显示区域 36、区域 37 和区域 38，其中在区域 36 中显示了用于输入水平参考平面的界标号 1-4，在区域 37 中显示了用于输入第一垂直参考平面的界标号 5 和 6，在区域 38 中显示了用于确定第二垂直参考平面的界标号 7 和 8。确定参考平面通常从确定水平参考平面开始。按压被赋予将被确定的界标号 1-4 中任一个的按钮，并在三维图像 30 上确定与该按钮相应的界标，从而可确定与所确定的界标号相应的界标。一个标记显示在三维图像 30 上所确定的一个位置上（界标）。另外，界标的名字（例如“左部”）也可以与界标号相应输入。

30 在确定界标中，先前确定的界标也可以重新用作以后确定的界标。

在图 10 中，其与病人头部 H 皮肤相应的表面层已制成透明的骨架图像被显示为三维图像 30。在用于创建参考平面的处理中，骨骼上的解剖界标是确定参考平面中的一些点。因此，骨架形态的图像被显示为三维图像。当根据 CT 数据构造三维图像时，通过改进透明度和显示水平，

5 可以确定外貌（皮肤）的图像，其表面层被制成透明的骨架图像及骨架图像的内部形态的图像中哪一个图像用作三维图像。

三维骨架图像 30 可以向左、向右、向上、向下及倾斜地旋转和移动。在通过改变观察点显示三维骨架图像 30 的同时用户确定三维图像上的必要界标。

10 当确定界标时（步骤 S22），在三维图像 30 中显示所确定的界标（步骤 S23）。

以下将通过举例对此加以描述，在该例子中，把通常为一个典型水平参考平面的法兰克福平面（FH 平面）设置在图像上。法兰克福平面是包括左部和右部以及左和右眶最下点之间的中间点或这两个眶最下点其中

15 中的一个的水平平面。

为了设立水平平面，旋转如图 10 所示的三维骨架图像 30，在最容易确定的角度，例如图 11 所示的角度，确定右部 $P_o(R)$ 和右眶最下点 $O_r(R)$ 。

类似地，显示如图 12 所示的左侧图像，以确定左侧部分 $P_o(L)$

20 以及左眶最下点 $O_r(L)$ 。

在 CPU 11 中，当其判断出 4 个界标 1-4 已输入（步骤 S26）时，计算与已输入界标 3 和 4 之间的与界标号 3 和 4 相应的中间点（步骤 S27）。

根据已输入的两个界标 1 和 2 以及在计算出的中间点的界标，设置水平的参考平面（步骤 S28）。

25 在步骤 S22-26 输入界标中，在任一个观察点观察三维骨架图像的同时确定界标，从而正确输入界标。

在上述例子中，把左、右眶最下点之间的中间点取作眶最下点的界标，从而输入左、右眶最下点作为界标。然而，这两个眶最下点的任何一个眶最下点都可作为界标输入。在这种情况下，如果将其中一个眶

30 最下点作为界标输入（步骤 S24），然而输入进入完成命令，那么就在步

骤 S28 设置了水平的参考平面。

在其与三维骨架图像相互重合的时候显示所设置的水平参考平面(步骤 S29)。如果设置了水平参考平面(法兰克福平面),那么,根据所设置的水平参考平面校正图像的位置表示(步骤 S30)。

- 5 然后为了确定何处为已能水平定位的图像的前端,使用用于输入第一垂直参考平面创建屏幕的模式。

在该处理中,可以使用已经确定的界标。在其中使用该界标的情况下,当其界标号已输入时,把该界标显示在三维图像中(步骤 S33)。具体地说,先前已经确定的左、右部可以用作用于设置第一垂直参考平面的两个界标。

当然,当未使用先前已确定的界标时,可以在三维图像上确定新界标(步骤 S32),并把所确定的界标显示在三维图像中(步骤 S33)。

当 CPU 11 判断出已指出并确定了两个界标时(步骤 S34),那么,把穿过这两个界标并垂直于先前已经确定的水平参考平面的平面设置为第一垂直参考平面(步骤 35)。

第一垂直参考平面叫做冠状平面,在图 13 中为 1stVP。第一垂直参考平面 1stVP 把头部 H 划分成前部和后部。

如图 13 所示,根据所设置的水平参考平面和第一垂直参考平面,校正三维图像的位置表示,并一起显示三维图像与参考平面(步骤 S36 和步骤 S37)。

然后,设置用于把头部划分成左部和右部的第二垂直参考平面(中间平面)。第二垂直参考平面是垂直于水平参考平面和第一垂直参考平面的平面。因此,如果仅确定一个界标或确定两个界标其确定其间的中间点时,可确定第二垂直参考平面。

25 即使在设置第二垂直参考平面中,也可以使用已经确定过的界标。当使用该界标时,判断是否已计算出该界标作为左、右眶最下点之间的间点(步骤 S39)。

如果未使用已经确定的界标,那么也可以确定新的界标(步骤 S40)。

可以仅确定一个界标。因此,可以选择仅确定一个界标还是选择寻找两个界标之间的一个中间点(步骤 S41 和步骤 S42)。

当最终计算了一个界标或两个界标之间的一个中间点时，把穿过所确定的一个界标或两个界标之间的所计算的中间点并垂直于水平参考平面和第一垂直参考平面的平面设置为第二垂直参考平面（步骤 S43）。

5 根据所设置的三个参考平面，确定新的参考轴，即 X_o -轴、 Y_o -轴、以及 Z_o -轴（步骤 S44）。

显示所设置的参考平面和新的参考轴，并显示其位置表示已由参考平面加以校正的三维图像（步骤 S45）。

10 在根据基于解剖界标的参考平面对三维图像显示的情况下，它的层析 X 射线照片或切割平面，即二维图像也基于该参考平面。因此，与三维图像类似，当根据参考平面使用三维图像的任意一个部分创建层析 X 射线照片或切割平面时，由于使用相同的参考平面作为基准，所以创建的层析 X 射线照片或切割平面（二维图像）具有良好的再生性。

15 在以上所提到的实施例中，当设置了水平参考平面、第一垂直参考平面、以及第二垂直参考平面时，当与三维骨架图像相重合时，相继地显示所设置的参考平面，而且还对图像的位置表示加以校正。然而，参考平面的重合显示以及图像位置表示的校正可以在最后一并加以执行。

解剖参考平面（第一参考平面、第二参考平面、以及第三参考平面）不必一定要与三维图像一起加以显示。可在仅当需要时，根据用户的操作，在屏幕上对这些解剖参考平面加以显示。

20 如前所述，通过界标设置解剖参考平面，从而根据参考平面在改变三维图像的位置时显示三维图像。对于好像浮动于空间中而没有任何基准而显示的三维图像可进行解剖操纵。因此，根据解剖，可以从形态学的正确方向或从总能够获得再生性的方向来测量、估价、以及比较图像的形态。

25 此外，设置解剖参考平面，并根据参考平面校正三维图像的位置。因此，可以反复利用那些用于根据解剖参考平面设置切割平面的条件例如三维图像相对参考平面的倾斜度，三维图像位于参考平面之上、之下、之后、以及之前的毫米数等。因此，对同样的区域可反复地在同一方向和同一个位置加以观察。也就是，即使每次执行 X 射线照相时在 X 射线照相期间改变参考轴，病人骨头上的界标位置和基于这些界标的参考平

30

面也不会改变。因此，可以比较同一个病人的多个数据，以及比较一个病人与另一病人之间的数据，或具有再生性的病例。

5 更具体地说，可以测量从任意点到解剖参考平面的最短距离，以及形成于任意一条直线和解剖参考平面之间的角度。另外，根据解剖参考平面可以诊断和估计任意区域之间的位置关系。因此，从检查装置（例如 CT、MRI、SPECT（单光子辐射计算层析 X 射线摄影））获得的图像，或把同一病人的多个图像通过解剖参考平面互相重合，从而能够比较、诊断和计算两个图像。

10 此外，例如，通过对基于解剖参考平面的整个或部分图像着色，并把图像与颌成形术或类似的图像相重合，可以可视地显示颌成形术的模拟分析。

15 另外，即使定位图像的时间与 X 射线照相的时间不同，也可以在计算机上校正位置。因此，在 X 射线照相期间 X 射线照相师不需要十分紧张地对病人加以定位。例如，可以大大缩短 X 射线照相的时间和所付出的劳动。

本发明不局限于以上所提到的实施例，在权利要求书的范围内可对本发明进行许多修改。

20 根据分别于 1999 年 6 月 30 日和 2000 年 5 月 24 日向日本专利局申请的日本专利申请 11-185865 和 2000-153563 为基础，本申请要求基于条约的优先权，其中将上述申请的公开内容并入作为参考。

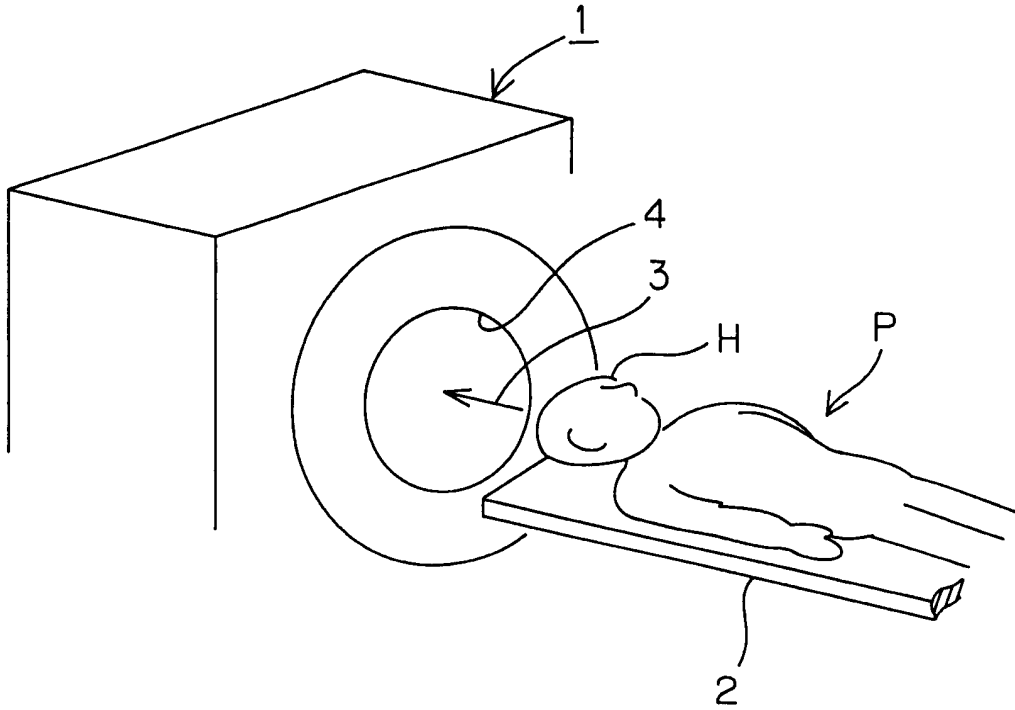


图 1A

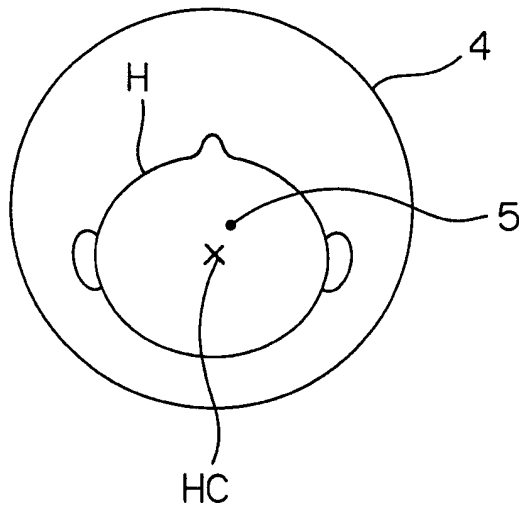


图 1B

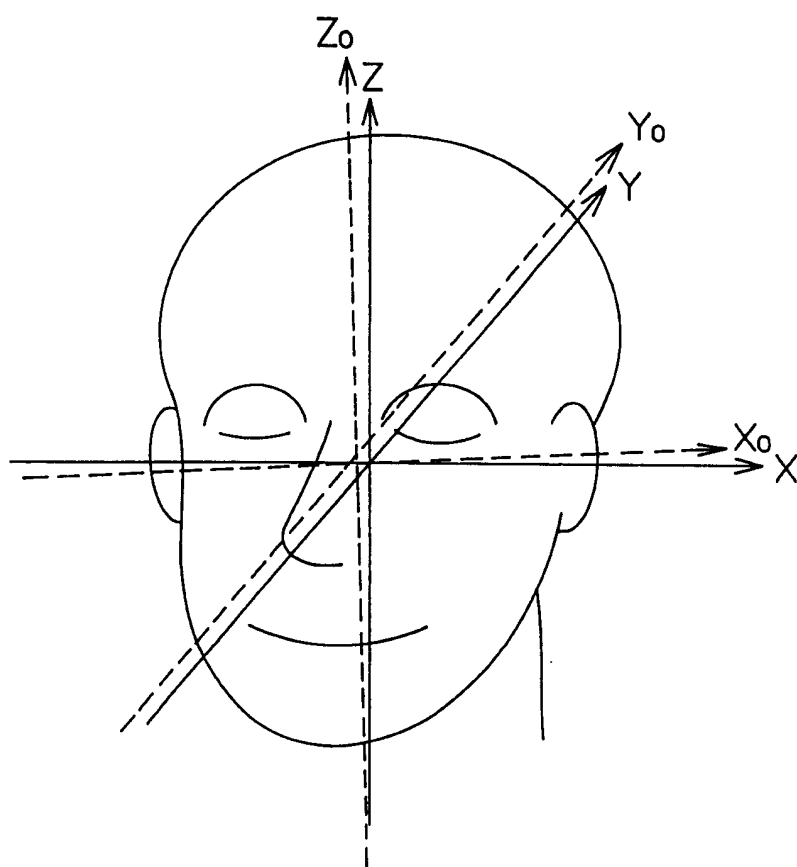


图 2

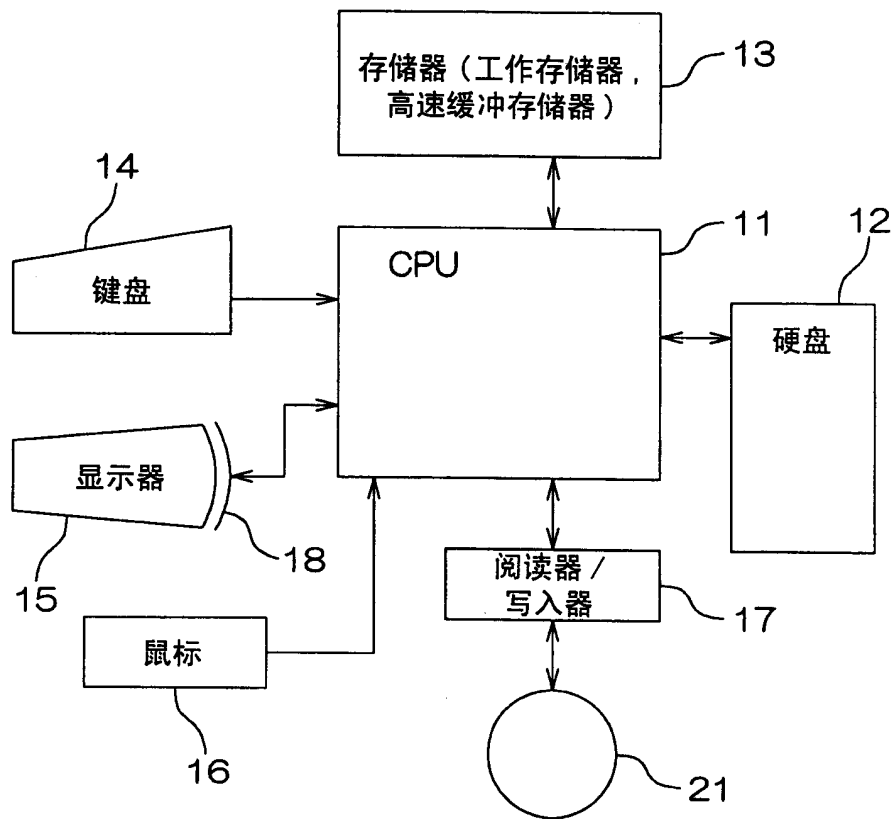


图 3

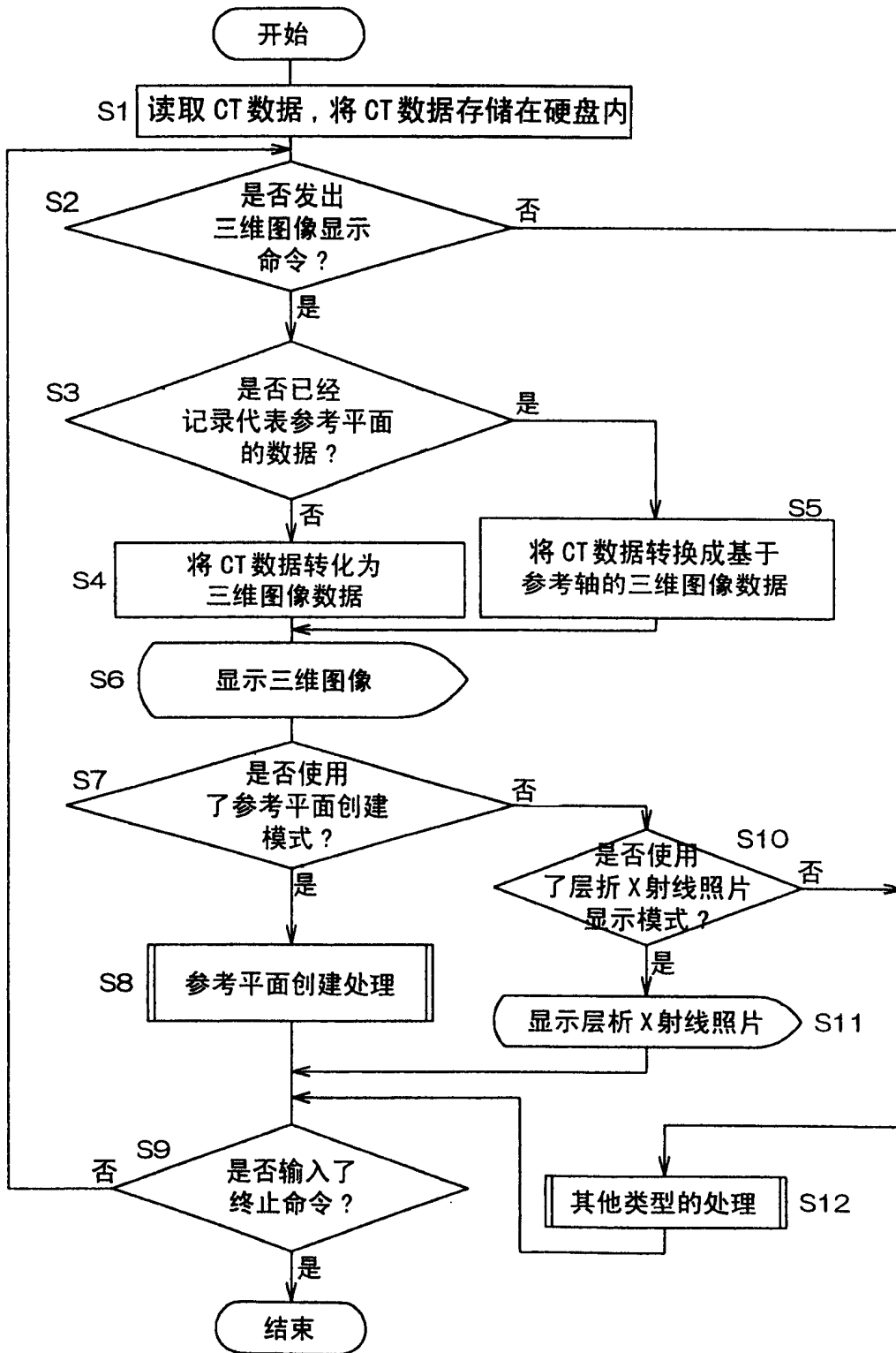


图 4

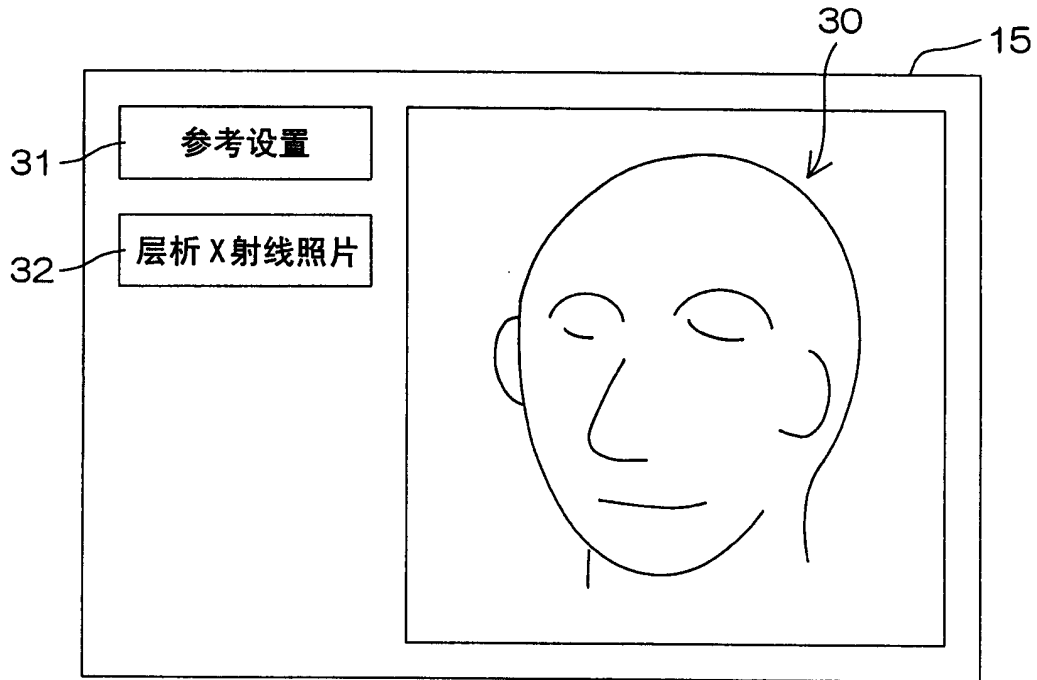


图 5

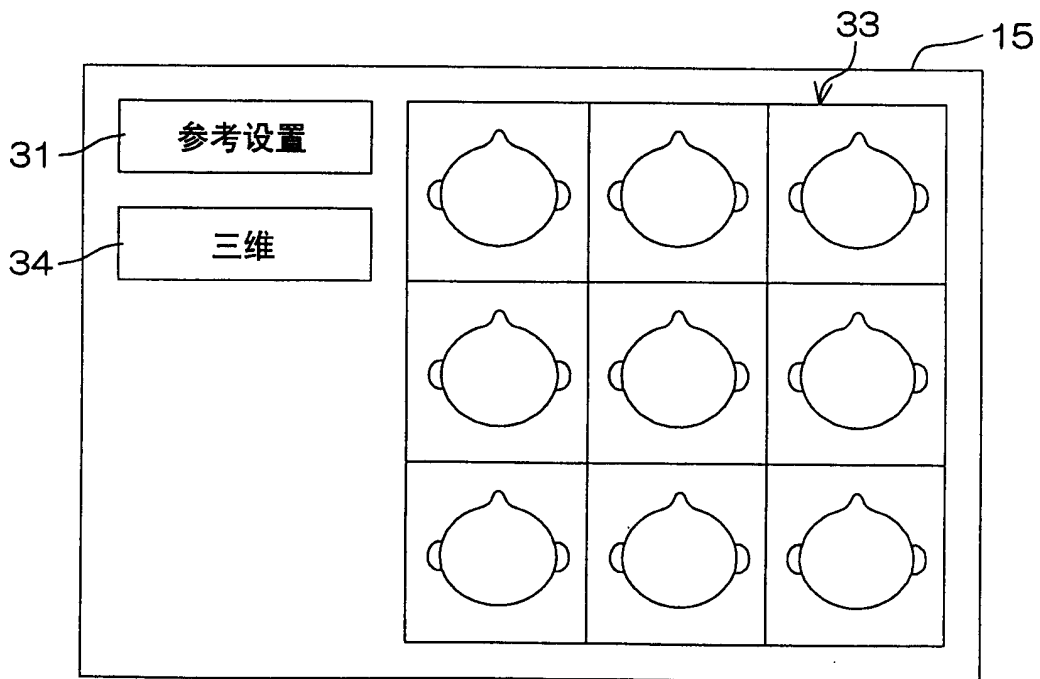


图 6

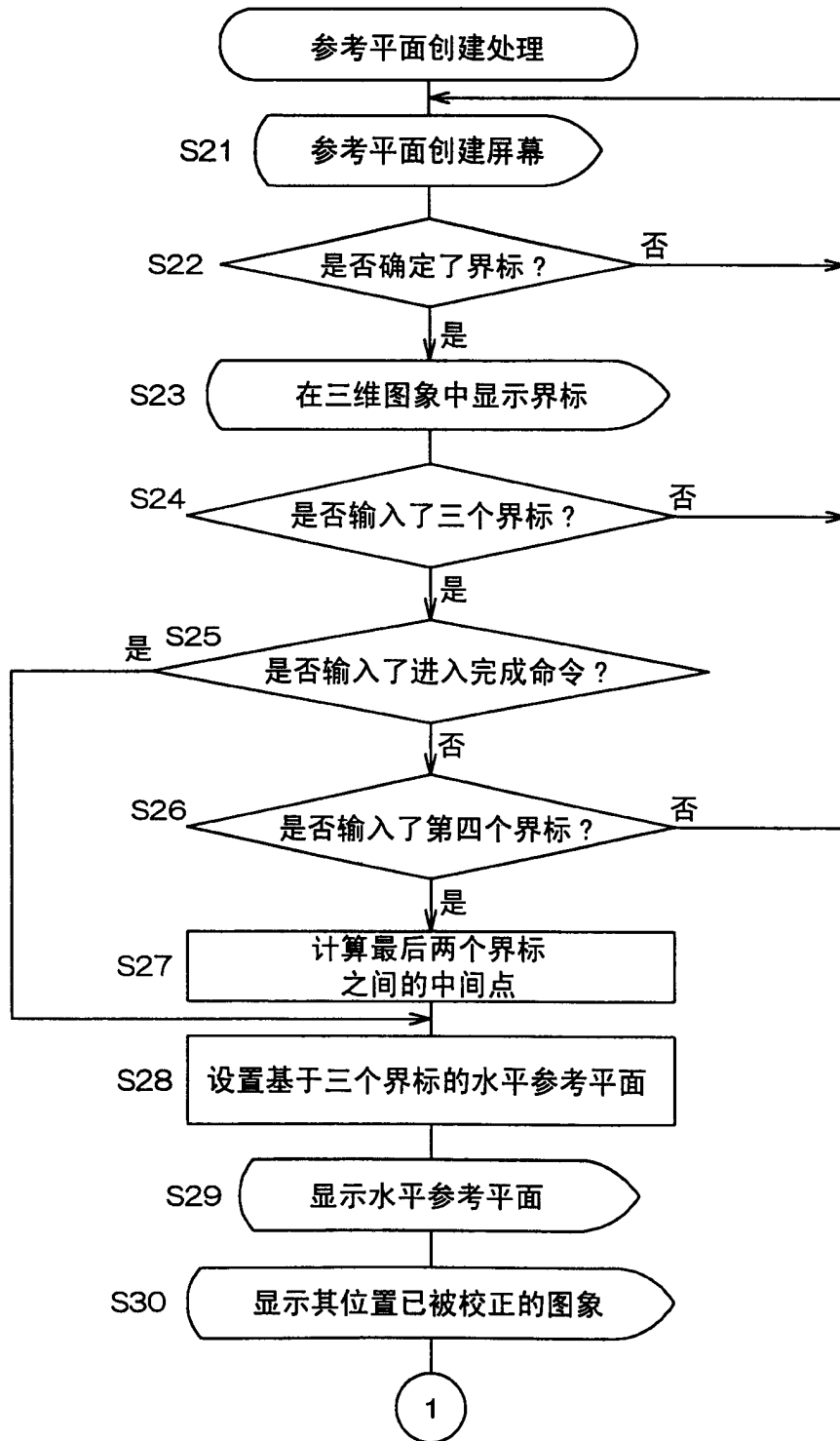


图 7

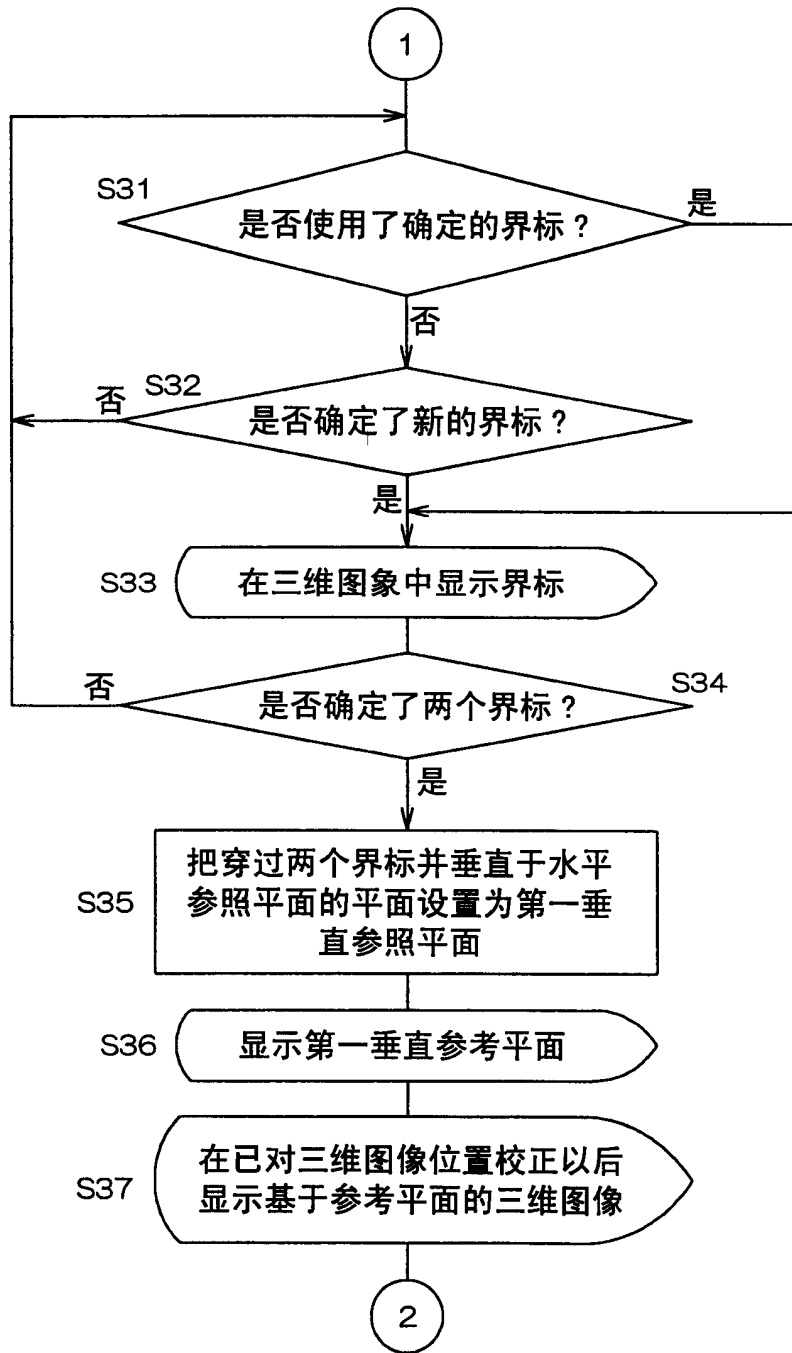


图 8

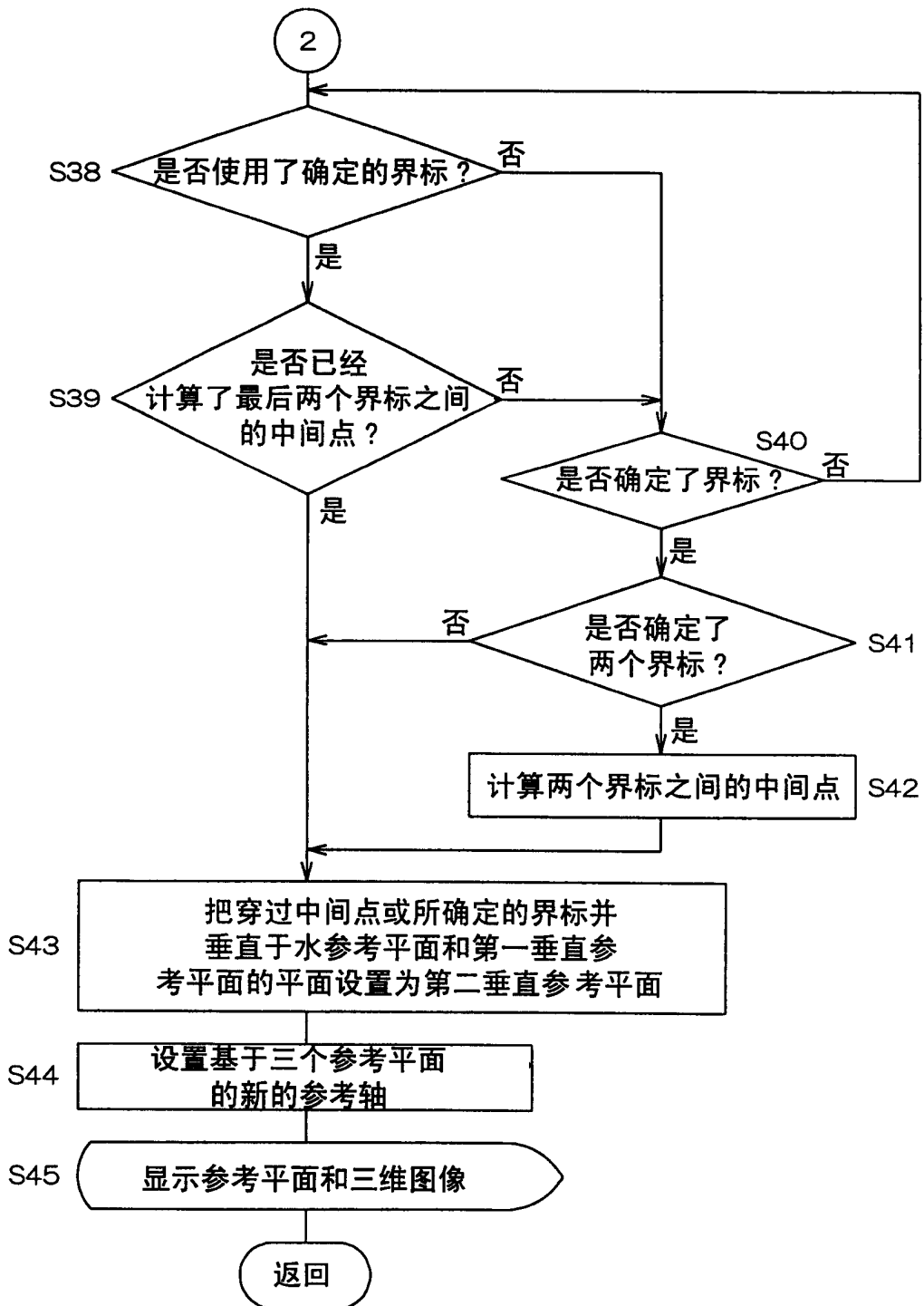


图 9

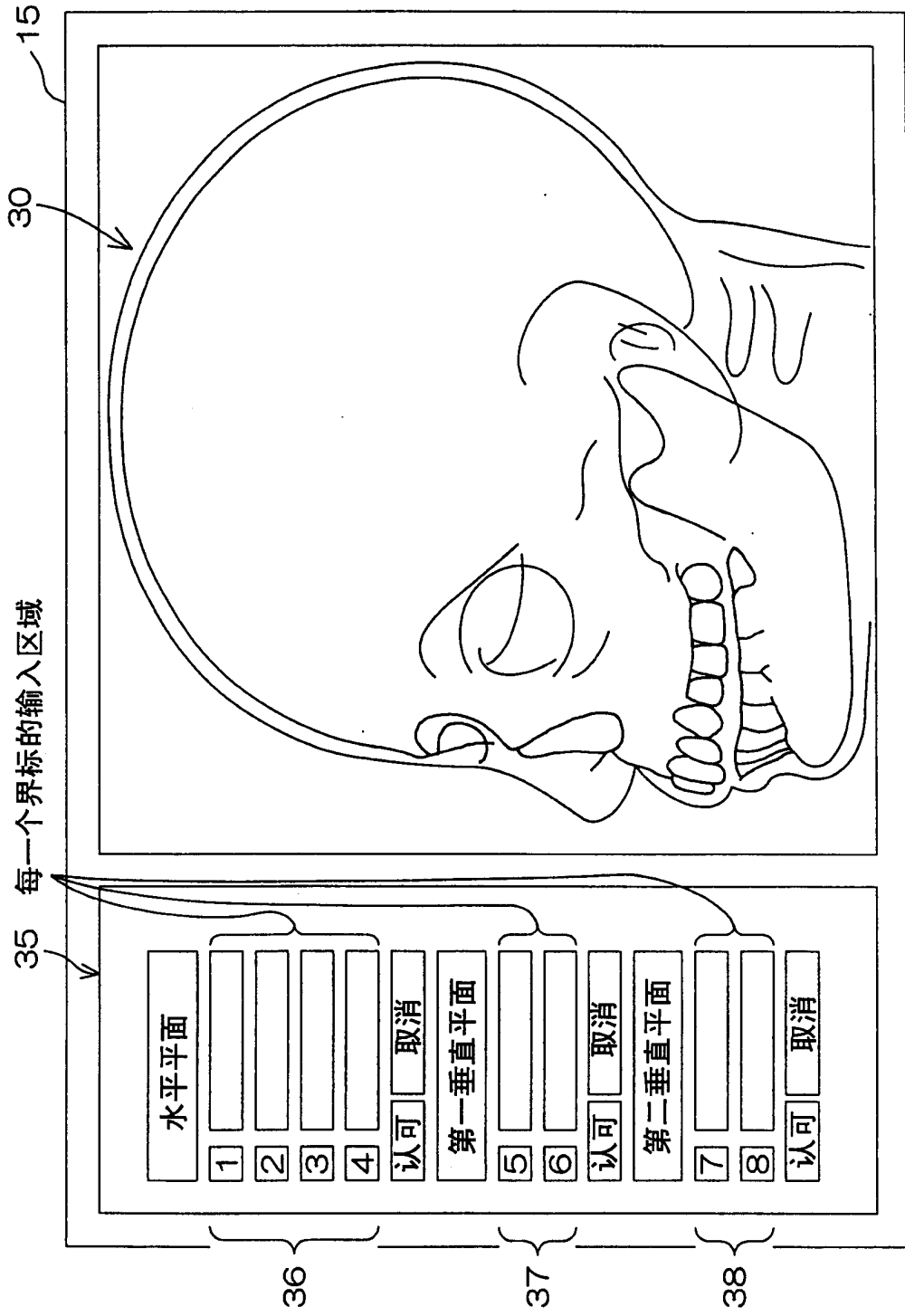


图 10

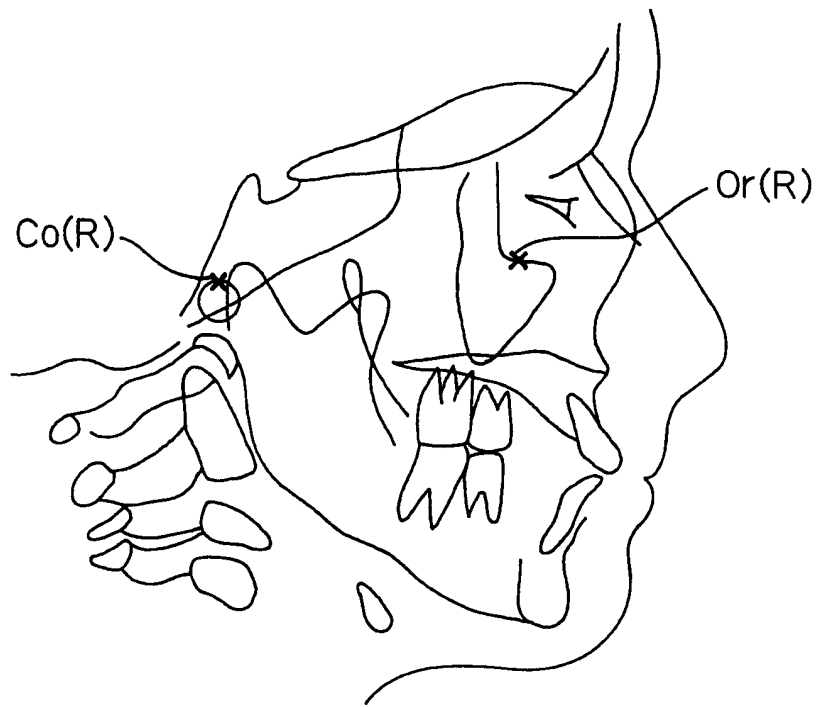


图 11

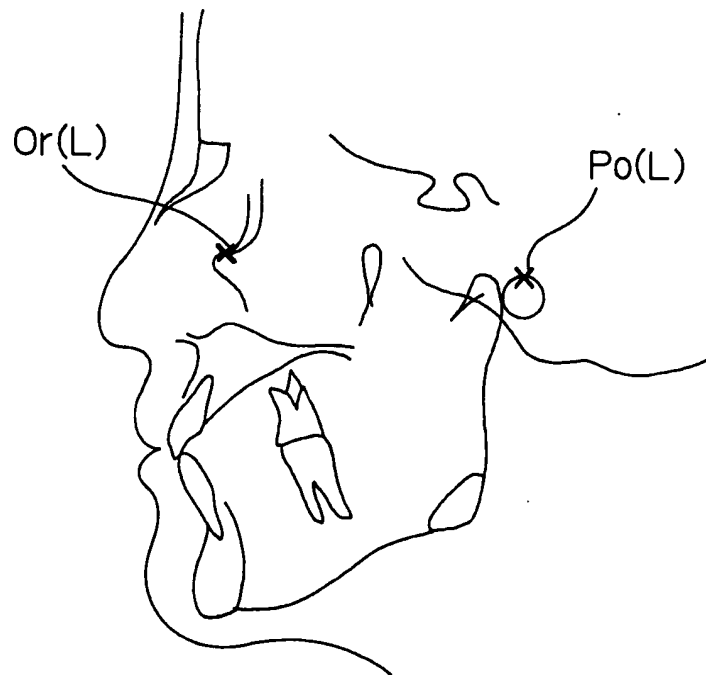


图 12

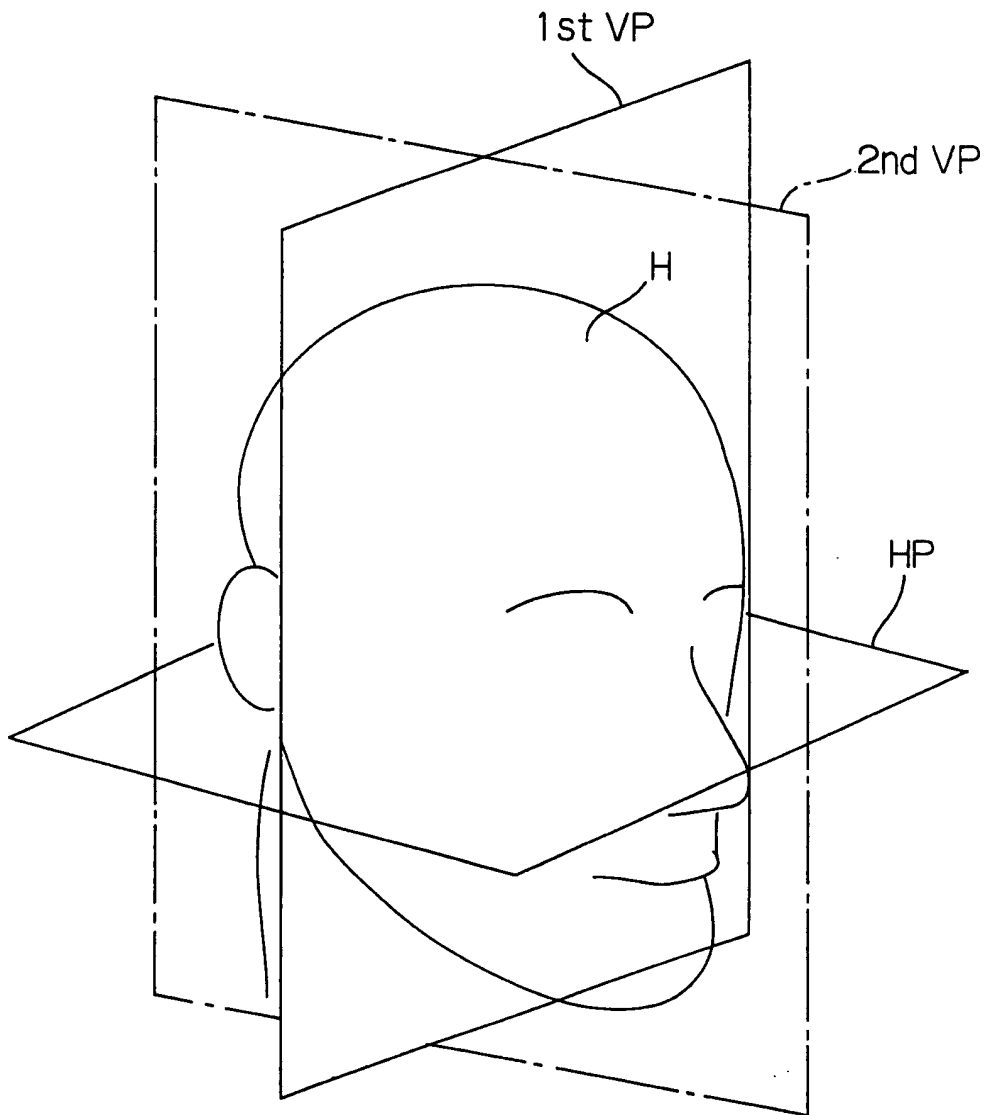


图 13