



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102814006 B

(45) 授权公告日 2015. 05. 06

(21) 申请号 201210022145. 2

(22) 申请日 2012. 01. 13

(30) 优先权数据

2011-130074 2011. 06. 10 JP

(73) 专利权人 三菱电机株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 平泽宏祐

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司

司 31100

代理人 张鑫

(51) Int. Cl.

A61N 5/10(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1235684 A, 1999. 11. 17, 说明书第 5 页第 5 段至第 9 页第 4 段, 第 11 页第 2 段, 附图 1-11.

WO 2010133982 A2, 2010. 11. 25, 全文.

CN 101032650 A, 2007. 09. 12, 全文.

US 2004184583 A1, 2004. 09. 23, 全文.

JP 2009189461 A, 2009. 08. 27, 全文.

CN 101708126 A, 2010. 05. 19, 全文.

审查员 刘林林

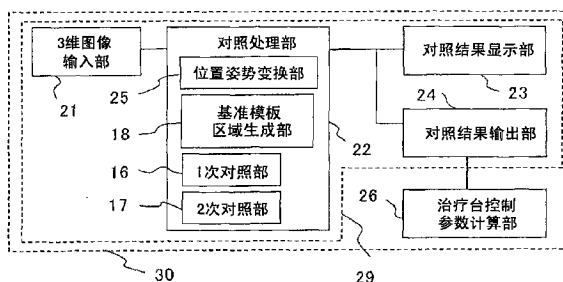
权利要求书3页 说明书12页 附图7页

(54) 发明名称

图像对照装置、患者定位装置及图像对照方法

(57) 摘要

本发明涉及图像对照装置、患者定位装置以及图像对照方法。包括:对照处理部,该对照处理部对 3 维基准图像和 3 维当前图像进行对照,计算出体位修正量以使当前图像中的患部的姿势与基准图像中的患部的姿势相一致。对照处理部具有:1 次对照部,该 1 次对照部根据基准图像对当前图像进行 1 次对照;以及 2 次对照部,该 2 次对照部根据规定的模板区域对规定的检索对象区域进行 2 次对照,其中规定的模板区域根据基准图像或当前图像中的一个并基于 1 次对照结果而生成,而规定的检索对象区域根据与规定的模板区域的生成基础不同的基准图像或当前图像中的另一个并基于 1 次对照的结果而生成。



1. 一种图像对照装置,其特征在于,包括:

3维图像输入部,该3维图像输入部分别读取在放射线治疗的治疗计划时所拍摄的3维基准图像和进行治疗时所拍摄的3维当前图像;以及

对照处理部,该对照处理部对所述3维基准图像和所述3维当前图像进行对照,计算出体位修正量以使所述3维当前图像中的患部的位置姿势与所述3维基准图像中的患部的位置姿势相一致,

所述对照处理部具有:

1次对照部,该1次对照部从所述3维基准图像对所述3维当前图像进行1次图案匹配;以及

2次对照部,该2次对照部根据规定的模板区域对规定的检索对象区域进行2次图案匹配,其中所述规定的模板区域根据所述3维基准图像或所述3维当前图像中的一个并基于所述1次图案匹配的结果而生成,而所述规定的检索对象区域根据与所述规定的模板区域的生成基础不同的所述3维基准图像或所述3维当前图像中的另一个并基于所述1次图案匹配的结果而生成。

2. 如权利要求1所述的图像对照装置,其特征在于,

所述对照处理部包括基准模板区域生成部,该基准模板区域生成部基于所述3维基准图像中所准备的患部信息,从所述3维基准图像生成3维区域的基准图像模板区域。

3. 如权利要求1所述的图像对照装置,其特征在于,包括:

人体数据库输入部,该人体数据库输入部从数据库装置获取人体数据库;以及

平均模板区域生成部,该平均模板区域生成部从与所述人体数据库中的患者的患部相对应的脏器部分生成平均模板区域,

所述对照处理部具有基准模板区域生成部,该基准模板区域生成部根据所述平均模板区域对所述3维基准图像进行图案匹配,并基于所述图案匹配的结果,从所述3维基准图像生成3维区域的基准图像模板区域。

4. 如权利要求2或3所述的图像对照装置,其特征在于,

在所述1次图案匹配时,所述1次对照部根据所述基准图像模板区域对所述3维当前图像进行图案匹配。

5. 如权利要求4所述的图像对照装置,其特征在于,

所述1次对照部从所述3维当前图像生成作为所述检索对象区域的1次提取当前图像区域以使其包含与所述基准图像模板区域的相关值最高的区域。

6. 如权利要求5所述的图像对照装置,其特征在于,

所述对照处理部包括位置姿势变换部,该位置姿势变换部对3维图像的位置姿势进行变换,

所述位置姿势变换部生成将所述基准图像模板区域的位置姿势变换成规定的位置姿势后的位置姿势变换模板区域,

在所述2次图案匹配时,所述2次对照部根据作为所述规定的模板区域的所述位置姿势模板区域对所述1次提取当前图像区域进行图案匹配。

7. 如权利要求6所述的图像对照装置,其特征在于,

所述2次对照部生成所述位置姿势变换模板区域的剖面,在所述1次提取当前图像区

域与所述剖面之间进行图案匹配。

8. 如权利要求 2 或 3 所述的图像对照装置,其特征在於,

所述对照处理部包括位置姿势变换部,该位置姿势变换部对 3 维图像的位置姿势进行变换,

所述位置姿势变换部生成将所述基准图像模板区域的位置姿势变换成为规定的位置姿势后的位置姿势变换模板区域,

在所述 1 次图案匹配时,所述 1 次对照部根据所述位置姿势变换模板区域对所述 3 维当前图像进行图案匹配。

9. 如权利要求 8 所述的图像对照装置,其特征在於,

所述 1 次对照部生成所述位置姿势变换模板区域的剖面,在所述 3 维当前图像与所述剖面之间进行图案匹配,并执行如下操作:从多个所述剖面中确定作为相关值最高的剖面的高相关剖面;对所述位置姿势变换模板区域中的姿势变化量进行运算;以及提取出与所述 3 维当前图像中的所述高相关剖面相对应的提取区域。

10. 如权利要求 9 所述的图像对照装置,其特征在於,

所述 1 次对照部生成作为所述规定的模板区域的当前图像模板区域,以使其包含在所述 1 次图案匹配时提取出的所述提取区域,

所述位置姿势变换部生成 3 维姿势变换基准图像区域,该 3 维姿势变换基准图像区域是将所述 3 维基准图像的位置姿势变换与所述当前图像模板区域相对应的所述提取区域的姿势变化量的大小而形成的,

在所述 2 次图案匹配时,所述 2 次对照部根据所述当前图像模板区域对作为所述检索对象区域的 3 维姿势变换基准图像区域进行图案匹配。

11. 如权利要求 10 所述的图像对照装置,其特征在於,

所述 2 次对照部生成作为所述位置姿势变换模板区域的剖面的对照执行面,在所述当前图像模板区域与所述对照执行面之间进行图案匹配。

12. 一种患者定位装置,其特征在於,包括:

如权利要求 1 至 3、5 至 7、9 至 11 的任一项所述的图像对照装置;以及

治疗台控制参数计算部,该治疗台控制参数计算部基于利用所述图像对照装置所计算的体位修正量,计算出对治疗台的各轴进行控制的参数。

13. 一种图像对照方法,该图像对照方法对放射线治疗的治疗计划时所拍摄的 3 维基准图像和进行治疗时所拍摄的 3 维当前图像进行对照,该图像对照方法的特征在於,包含:

1 次图案匹配步骤,该 1 次图案匹配步骤根据所述 3 维基准图像对所述 3 维当前图像进行 1 次图案匹配;以及

2 次图案匹配步骤,该 2 次图案匹配步骤根据规定的模板区域对规定的检索对象区域执行 2 次图案匹配,其中所述规定的模板区域根据所述 3 维基准图像或所述 3 维当前图像中的一个并基于所述 1 次图案匹配的结果而生成,而所述规定的检索对象区域根据与所述规定的模板区域的生成基础不同的所述 3 维基准图像或所述 3 维当前图像中的另一个并基于所述 1 次图案匹配的结果而生成。

14. 如权利要求 13 所述的图像对照方法,其特征在於,

包含基准图像模板区域生成步骤,该基准图像模板区域生成步骤从所述 3 维基准图像

生成 3 维区域的基准图像模板区域，

所述 1 次图案匹配步骤根据所基准图像模板区域对所述 3 维当前图像执行 1 次图案匹配。

15. 一种患者定位装置，其特征在于，包括：

如权利要求 4 所述的图像对照装置；以及

治疗台控制参数计算部，该治疗台控制参数计算部基于利用所述图像对照装置所计算的体位修正量，计算出对治疗台的各轴进行控制的参数。

16. 一种患者定位装置，其特征在于，包括：

如权利要求 8 所述的图像对照装置；以及

治疗台控制参数计算部，该治疗台控制参数计算部基于利用所述图像对照装置所计算的体位修正量，计算出对治疗台的各轴进行控制的参数。

## 图像对照装置、患者定位装置及图像对照方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种图像对照装置和患者定位装置,在用 X 射线、 $\gamma$  射线、粒子射线等放射线对患者的患部进行照射来进行癌症治疗的放射线治疗装置中,该图像对照装置利用 CT 图像数据等,且该患者定位装置利用该图像对照装置,将患者定位在照射出放射线的放射线照射位置。

### 背景技术

[0002] 近年来,在以癌症治疗为目的的放射线治疗装置中,对利用了质子或重离子等粒子射线的癌症治疗装置(特别地被称作粒子射线治疗装置)进行着开发和建设。众所周知,与 X 射线、 $\gamma$  射线等现有的放射线治疗相比,利用粒子射线的粒子射线治疗能集中地照射到癌症患部,即,能对应于患部的形状精确地照射粒子射线,能在不影响正常细胞的情况下进行治疗。

[0003] 在粒子射线治疗中,将粒子射线高精度地照射到癌症等患部很重要。因此,在进行粒子射线治疗时,利用固定件等来固定患者使得不会相对于治疗室(照射室)的治疗台发生错位。为了高精度地将癌症等患部定位在放射线照射范围中,利用激光指示器等对患者进行粗略固定等设置,接着,利用 X 射线图像等对患者患部进行精确定位。

[0004] 在专利文献 1 中,提出了床 (bed) 定位装置及其定位方法,在该床定位装置和定位方法中,对 X 射线透视图像的基准图像和利用 X 射线接收器所拍摄的当前图像中的任一个图像都不指定相同的多个标志 (monument) 的相同位置,来进行两阶段图案匹配,生成驱动治疗台的定位用信息。在 1 次图案匹配中,对 2 维当前图像设定第二设定区域,该第二设定区域与第一设定区域大小大致相同,其中第一设定区域包含对 2 维基准图像设置的等中心 (isocenter) (射束照射中心),在 2 维当前图像的区域依次移动第二设定区域,在第二设定区域的各位置下,对第一设定区域内的 2 维基准图像和第二设定区域内的 2 维当前图像进行比较,提取出具有与第一设定区域的 2 维基准图像最类似的 2 维当前图像的第二设定区域。在 2 次图案匹配中,将在 1 次图案匹配中提取出的第二设定区域内的 2 维当前图像与所述第一设定区域内的 2 维基准图像进行比较,进行图案匹配以使两个图像最一致。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献 1:日本国专利第 3748433 号公报 (0007 ~ 0009 段、0049 段、图 8、图 9)

[0008] 发明所要解决的技术问题

[0009] 由于患部的形状是 3 维立体形状,因此将患部定位到治疗计划时的患部位置时,使用 3 维图像相比于使用 2 维图像能使定位精度更高。一般而言,制作治疗计划数据时,使用 X 射线 CT (计算机断层显像:Computed Tomography) 图像来确定 3 维的患部形状。近年来,会有如下要求:治疗室中要具备 X 射线 CT 装置,要使用治疗时由 X 射线 CT 装置所拍摄的 X 射线 CT 当前图像和治疗计划时的 X 射线 CT 图像,来进行定位。X 射线透视图像中,不能良好地反映出作为软组织的患部,因此基本上使用骨骼来进行位置匹配,而使用 X 射线

CT 图像进行定位是由于能对 X 射线 CT 图像所反映的患部之间进行位置匹配。

[0010] 因此,在现有的 2 阶段图案匹配中,考虑将基准图像和当前图像扩展到 3 维图像的情形。3 维基准图像和 3 维当前图像包含用 X 射线 CT 装置拍摄的多个断层图像(切片图像)。3 维当前图像出于被 X 射线辐射等观点设想为图像片数较少的情况,因此需要对具有密集的图像信息的 3 维基准图像和具有比 3 维基准图像要稀疏的图像信息的 3 维当前图像进行比较。在现有的 2 阶段图案匹配中,存在如下问题:尽管分别具有相同密度的图像信息的 2 维基准图像与 2 维当前图像之间能够进行比较,但在对图像信息密度不同的 3 维基准图像和 3 维当前图像进行比较时,不能仅通过将现有技术的图像维度单纯地从 2 维提高到 3 维,来实现 2 阶段图案匹配。即,存在如下问题:不能与现有技术相同地,单纯地从所设定的第一设定区域内的 3 维基准图像向第二设定区域内的 3 维当前图像进行 1 次图案匹配,单纯地将所提取的第二设定区域内的 3 维当前图像与第一设定区域内的 3 维基准图像进行比较,以实现使两个 3 维图像最一致的图案匹配。

### 发明内容

[0011] 本发明的目的在于,在对放射线治疗的患者进行定位时,即使是在 3 维当前图像的断层图像数比 3 维基准图像要少的情况下,也能实现高精度的 2 阶段图案匹配(2 阶段对照)。

[0012] 用于解决技术问题的技术方案

[0013] 本发明所涉及的图像对照装置包括:3 维图像输入部,该 3 维图像输入部分别读取放射线治疗的治疗计划时所拍摄的 3 维基准图像和进行治疗时所拍摄的 3 维当前图像;对照处理部,该对照处理部对 3 维基准图像和 3 维当前图像进行对照,计算出体位修正量以使 3 维当前图像中的患部的姿势与 3 维基准图像中的患部的姿势相一致。对照处理部具有:1 次对照部;该 1 次对照部根据 3 维基准图像对 3 维当前图像进行 1 次图案匹配;以及 2 次对照部,该 2 次对照部根据规定的模板区域对规定的检索对象区域进行 2 次图案匹配,其中规定的模板区域根据 3 维基准图像或 3 维当前图像中的一个并基于 1 次图案匹配结果而生成,而规定的检索对象区域根据与规定的模板区域的生成基础所不同的 3 维基准图像或 3 维当前图像中的另一个并基于 1 次图案匹配结果而生成。

[0014] 发明效果

[0015] 本发明所涉及的图像对照装置根据 3 维基准图像对 3 维当前图像进行 1 次图案匹配,接着,基于 1 次图案匹配结果,生成规定的模板区域和规定的检索对象区域,执行检索对象区域和模板区域的 2 次图案匹配,因此即使是在 3 维当前图像的断层图像数比 3 维基准图像要少的情况下,也能实现高精度的 2 阶段图案匹配。

### 附图说明

[0016] 图 1 是表示本发明的实施方式 1 所涉及的图像对照装置和患者定位装置的结构图。

[0017] 图 2 是表示与本发明的图像对照装置和患者定位装置相关的整体设备结构的图。

[0018] 图 3 是表示本发明的实施方式 1 所涉及的 3 维基准图像和基准图像模板区域的图。

- [0019] 图 4 是表示本发明的实施方式 1 所涉及的 3 维当前图像的图。
- [0020] 图 5 是对本发明的实施方式 1 所涉及的 1 次图案匹配方法进行说明的图。
- [0021] 图 6 是对图 5 的 1 次图案匹配方法中的基准图像模板区域和切片图像的关系进行说明的图。
- [0022] 图 7 是表示由本发明的实施方式 1 所涉及的 1 次图案匹配方法所提取的切片图像的 1 次提取区域的图。
- [0023] 图 8 是对本发明的实施方式 1 所涉及的 2 次图案匹配方法进行说明的图。
- [0024] 图 9 是对图 8 的 2 次图案匹配方法中的基准图像模板区域和切片图像的关系进行说明的图。
- [0025] 图 10 是对本发明的实施方式 2 所涉及的 1 次图案匹配方法进行说明的图。
- [0026] 图 11 是对图 10 的 1 次图案匹配方法中的基准图像模板区域和切片图像的关系进行说明的图。
- [0027] 图 12 是表示本发明的实施方式 2 所涉及的姿势变换后的 3 维基准图像的图。
- [0028] 图 13 是对本发明的实施方式 2 所涉及的 2 次图案匹配方法进行说明的图。
- [0029] 图 14 是表示本发明的实施方式 3 所涉及的图像对照装置和患者定位装置的结构图。

## 具体实施方式

### [0030] 实施方式 1

[0031] 图 1 是表示本发明的实施方式 1 所涉及的图像对照装置和患者定位装置的结构图,图 2 是表示与本发明的图像对照装置和患者定位装置相关的整体设备结构的图。在图 2 中,1 是用于进行要在放射线治疗之前所进行的治疗计划的 CT 仿真器室,在该 CT 仿真器室中存在 CT 台架 2、CT 图像拍摄用床的顶板 3,使患者 4 横卧在顶板 3 之上,并拍摄治疗计划用 CT 图像数据以使其包含患部 5。另一方面,6 是用来进行放射线治疗的治疗室,在该治疗室中存在 CT 台架 7、旋转治疗台 8,且在旋转治疗台 8 的上部有顶板 9,使患者 10 横卧在顶板 9 之上,并拍摄定位用 CT 图像数据以使其包含治疗时的患部 11。

[0032] 此处,定位是指:根据治疗计划用 CT 图像数据算出治疗时的患者 10 和患部 11 的位置,计算出体位修正量使得与治疗计划相一致,进行位置匹配以使治疗时的患部 11 到达放射线治疗的射束照射中心 12。通过以顶板 9 上承载着患者 10 的状态对旋转治疗台 8 进行驱动控制来移动顶板 9 的位置,从而实现位置匹配。旋转治疗台 8 可进行平移/旋转的 6 自由度的驱动修正,并且通过将旋转治疗台 8 的顶板 9 旋转 180 度,从而能从 CT 拍摄位置(图 2 中以实线表示)移动至进行放射线照射的照射床 13 的某一治疗位置(图 2 中以虚线表示)。另外,尽管在图 2 中示出 CT 拍摄位置和治疗位置具有 180 度的对置位置关系,然而配置方式不限于此,两者的位置关系也可以是成 90 度等的其它角度的位置关系。

[0033] 治疗计划用 CT 图像数据和定位用 CT 图像数据被传输到定位计算机 14。治疗计划用 CT 图像数据成为 3 维基准图像,定位用 CT 图像数据成为 3 维当前图像。本发明中的图像对照装置 29 和患者定位装置 30 都与存在于该定位计算机 14 内的计算机软件相关,且图像对照装置 29 计算上述体位修正量(平移量、旋转量),并且患者定位装置 30 包含图像对照装置 29 而且还具有基于该体位修正量计算出对旋转治疗台 8(根据情况简单称作治疗

台 8) 的各驱动轴进行控制的参数的功能。患者定位装置 30 通过根据图像对照装置 29 所得到的匹配结果 (对照结果) 来控制治疗台 8, 从而对粒子射线治疗的对象患部进行引导以使其位于治疗装置的射束照射中心 12。

[0034] 在现有的放射线治疗中的定位中, 通过对照根据治疗计划用 CT 图像数据所生成的 DRR (数字重建放射成像术: Digitally Reconstructed Radiography) 图像或与此同时拍摄的 X 射线透视图像、和治疗时的治疗室中所拍摄的 X 射线透视图像, 来计算出位置偏移量。在 X 射线透视图像中, 由于不能良好地反映出作为软组织的患部, 因而基本上进行使用骨骼的位置匹配。在本实施方式中所表述的使用 CT 图像数据的定位具有如下特征: 在治疗室 6 中设置 CT 台架 7, 且由于利用即将进行治疗前的 CT 图像数据和治疗计划用 CT 图像数据来进行位置匹配, 因此能直接描绘出患部, 且能进行患部的位置匹配。

[0035] 接着, 对本实施方式中的图像对照装置 29 和患者定位装置 30 的上述体位修正量的计算步骤进行说明。图 1 表示构成图像对照装置和患者定位装置的各数据处理部之间的关系, 此处, 图像对照装置 29 具备: 读取 CT 图像数据的 3 维图像输入部 21; 对照处理部 22; 对照结果显示部 23; 以及对照结果输出部 24。对图像对照装置 29 添加了治疗台控制参数计算部 26 的装置是患者定位装置 30。

[0036] 如上所述, 3 维基准图像是进行治疗计划时用于治疗计划而拍摄的数据, 其特征在于, 由人工输入表示作为粒子射线治疗对象的患部的患部信息 (患部形状等)。3 维当前图像是进行治疗时用于患者定位而拍摄的数据, 其特征在于, 出于抑制被 X 射线辐射的观点, 断层图像 (还称作切片图像) 的片数较少。

[0037] 本发明中, 采用进行 2 阶段图案匹配的结构: 根据 3 维基准图像对 3 维当前图像进行 1 次图案匹配; 接着, 基于 1 次图案匹配结果, 生成规定的模板区域和规定的检索对象区域, 使用该规定的模板区域, 同向或反向地进行 2 次图案匹配。在 2 阶段图案匹配中, 通过使进行 1 次图案匹配时的匹配参数和进行 2 次图案匹配时的匹配参数不相同, 从而能实现高速和高精度的处理。例如, 存在如下方法: 在低分辨率下、以大范围作为对象来进行 1 次图案匹配, 并使用所找到的模板区域或检索对象区域, 在高分辨率下、以筛选出的范围作为对象来进行 2 次图案匹配。

[0038] 对 3 维图像输入部 21 进行说明。3 维图像输入部 21 读取由 X 射线 CT 装置所拍摄的、由多个断层图像构成的图像群、DICOM (医学数字成像与通信: Digital Imaging and Communications in Medicine) 形式的图像数据 (切片图像群) 以作为 3 维体数据。治疗计划用 CT 图像数据是进行治疗计划时的 3 维体数据, 即 3 维基准图像。定位用 CT 图像数据是进行治疗时的 3 维体数据, 即 3 维当前图像。另外, CT 图像数据不限于 DICOM 形式, 也可以是其它形式的数据。

[0039] 对照处理部 22 对 3 维基准图像和 3 维当前图像进行对照 (图案匹配), 计算出体位修正量以使 3 维当前图像中的患部位置姿势与所述 3 维基准图像中的患部的位置姿势相一致。对照结果显示部 23 在定位计算机 14 的显示器画面上显示由对照处理部 22 进行对照后的结果 (下述的体位修正量、或将以该体位修正量移动后的 3 维当前图像与 3 维基准图像相重合来显示的图像等)。对照结果输出部 24 输出利用对照处理部 22 对 3 维基准图像和 3 维当前图像进行对照时的修正量、即利用对照处理部 22 计算出的体位修正量 (平移量、旋转量)。治疗台控制参数计算部 26 将对照结果输出部 24 的输出值 (平移 3 轴 [ $\Delta X$ 、



$\Delta Y$ 、 $\Delta Z$ ]，旋转 3 轴 [ $\Delta A$ 、 $\Delta B$ 、 $\Delta C$ ]，共 6 个自由度) 转换成对治疗台 8 的各轴进行控制的参数，即计算出参数。治疗台 8 基于利用治疗台控制参数计算部 26 所计算出的治疗台控制参数，来驱动治疗台 8 的各轴的驱动装置。由此，能计算出体位修正量使得与治疗计划相一致，且能进行位置匹配以使进行治疗时的患部 11 到达放射线治疗的射束照射中心 12。

[0040] 对照处理部 22 具有：位置姿势变换部 25；1 次对照部 16；2 次对照部 17；基准模板区域生成部 18。在进行 1 次图案匹配或 2 次图案匹配时，位置姿势变换部 25 改变对象数据的位置姿势。1 次对照部 16 根据 3 维基准图像对 3 维当前图像进行 1 次图案匹配。2 次对照部 17 根据规定的模板区域对规定的检索对象区域进行 2 次图案匹配，其中规定的模板区域根据 3 维基准图像或 3 维当前图像中的一个并基于 1 次图案匹配结果而生成，而规定的检索对象区域根据与规定的模板区域的生成基础不同的 3 维基准图像或 3 维当前图像中的另一个并基于 1 次图案匹配结果而生成。

[0041] 利用图 3 至图 9，来详细说明对照处理部 22。图 3 是表示本发明的实施方式 1 所涉及的 3 维基准图像和基准图像模板区域的图。图 4 是表示本发明的实施方式 1 所涉及的 3 维当前图像的图。图 5 是对本发明的实施方式 1 所涉及的 1 次图案匹配方法进行说明的图。图 6 是对图 5 的 1 次图案匹配方法中的基准图像模板区域和切片图像的关系进行说明的图。图 7 是表示由本发明的实施方式 1 所涉及的 1 次图案匹配方法所提取的切片图像的 1 次提取区域的图。图 8 是对本发明的实施方式 1 所涉及的 2 次图案匹配方法进行说明的图。图 9 是对图 8 的 2 次图案匹配方法中的基准图像模板区域和切片图像的关系进行说明的图。

[0042] 对照处理部 22 的基准模板区域生成部 18 使用在进行治疗计划时所输入的患部形状(患部信息)，从 3 维基准图像 31 生成基准图像模板区域 33。3 维基准图像 31 由多个切片图像 32 来构成。在图 3 中，出于方便，示出了由 5 片切片图像 32a、32b、32c、32d、32e 所构成的示例。患部形状作为 ROI(感兴趣的区域:Region of Interest)35、作为在每个切片图像中包围患部的闭轮廓来输入。可将包含上述闭轮廓的区域例如作为外接四边形 34，且将包含各外接四边形 34 的长方体区域作为模板区域。将该模板区域作为基准图像模板区域 33。对照处理部 22 的 1 次对照部 16 进行 1 次图案匹配以将基准图像模板区域 33 匹配到 3 维当前图像 36。图 4 所示的 3 维当前图像 36 表示由 3 片切片图像 37a、37b、37c 构成的示例。图 5 所示的当前图像区域 38 表示成为包含 3 片切片图像 37a、37b、37c 的长方体。如图 5 所示，在当前图像区域 38 中使基准图像模板区域 33(33a、33b、33c) 以光栅扫描状移动，计算出与 3 维当前图像 36 的相关值。作为相关值，可利用归一化互相关值等、在图像匹配(图像对照)中所利用的所有相关值。

[0043] 基准图像模板区域 33a 沿扫描路径 39a 以光栅扫描状在切片图像 37a 中移动。同样，基准图像模板区域 33b 沿扫描路径 39b 以光栅扫描状在切片图像 37b 中移动，基准图像模板区域 33c 沿扫描路径 39c 以光栅扫描状在切片图像 37c 中移动。为了使附图简单，简略地示出扫描路径 39b、39c。

[0044] 进行 1 次图案匹配时，如图 6 所示，对构成基准图像模板区域 33 的每个切片图像 53，与构成当前图像区域 38 的切片图像 37 进行图像对照。切片图像 53 是在 3 维基准图像 31 的切片图像 32 中由基准图像模板区域 33 所划分成的图像。基准图像模板区域 33 由与 3 维基准图像的 5 片切片图像 32a、32b、32c、32d、32e 相对应的 5 片切片图像构成。因而，在

进行 1 次图案匹配时,分别利用基准图像模板区域 33 中的 5 片切片图像,对 3 维当前图像 36 的切片图像 37a 进行图像对照。对 3 维当前图像 36 的切片图像 37b、37c,同样进行图像对照。

[0045] 1 次对照部 16 从 3 维当前图像 36 的各切片图像 37 提取出 1 次提取区域 43,以使其包含当前图像区域 38 与当前图像模板区域 33 的相关值最高的区域。如图 7 所示,从 3 维当前图像 36 的切片图像 37a 提取出 1 次提取区域 43a。同样,从 3 维当前图像 36 的切片图像 37b、37c 提取出 1 次提取区域 43b、43c。生成作为用于 2 次图案匹配的检索对象区域的 1 次提取当前图像区域 42,以使其包含 1 次提取区域 43a、43b、43c。这样,1 次对照部 16 生成 1 次提取当前图像区域 42,该 1 次提取当前图像区域 42 作为用于 2 次图案匹配的检索对象区域。

[0046] 此处,由于在定位前的状态下,3 维基准图像 31 和 3 维当前图像 36 的姿势(旋转 3 轴)不一致,因此在如图 5 的简单的光栅扫描中,在 3 维当前图像 36 的切片片数较少的情况下,尽管不能进行连角度偏移也能检测出的高精度的匹配,但提取出用于进行 2 次图案匹配的 1 次提取区域 43 却不成问题。因此,在 1 次图案匹配中,计算出相关值而不检测角度偏移,在其后的 2 次图案匹配中,进行连角度偏移也能检测出的精度高的匹配。

[0047] 对 2 次图案匹配进行说明。在 2 次图案匹配中,利用对照处理部 22 的位置姿势变换部 25 生成对从 3 维基准图像 31 生成的基准图像模板区域 33 的位置姿势进行变换后的位置姿势变换模板区域 40。在 2 次图案匹配中,如图 8 和图 9 所示,在进行匹配时,追加基准图像模板区域 33 的姿势变化量(旋转 3 轴)以作为参数。2 次对照部 17 在利用位置姿势变换部 25 进行位置姿势变换后的位置姿势变换模板区域 40 与切片图像片数较少的 3 维当前图像 36 的 1 次提取当前图像区域 42 之间,进行连角度偏移也包含的高精度的匹配。通过这样,能实现连角度偏移也包含的高精度的 2 阶段图案匹配。通过将包含由 1 次图案匹配求出的区域在内的狭窄范围作为对象以作为 2 次图案匹配的探索范围,从而能使用包含以低分辨率、将宽范围作为对象来进行 1 次图案匹配而找出的 1 次提取区域 43 在内的 1 次提取当前图像区域 42,以高分辨率进行 2 次图案匹配,且能缩短图案匹配所需的时间。

[0048] 图 8 所示的 1 次提取当前图像区域 42 表示为包含 3 个 1 次提取区域 43a、43b、43c 的长方体。作为对位置姿势进行变换后的基准图像模板区域的位置姿势变换模板区域 40a 沿扫描路径 39a、以光栅扫描状在切片图像 37a 的 1 次提取区域 43a 中移动。同样,作为对位置姿势进行变换后的基准图像模板区域的位置姿势变换模板区域 40b 沿扫描路径 39b、以光栅扫描状在切片图像 37b 的 1 次提取区域 43b 中移动,作为对位置姿势进行变换后的基准图像模板区域的位置姿势变换模板区域 40c 沿扫描路径 39c、以光栅扫描状在切片图像 37c 的 1 次提取区域 43c 中移动。为了使附图简单,简略地示出扫描路径 39b、39c。

[0049] 在进行 2 次图案匹配时,如图 9 所示,利用 2 次对照部 17,在位置姿势变换模板区域 40 的剖面 41 与构成 1 次提取当前图像区域 42 的切片图像 37 的 1 次提取区域 43 之间进行图像对照。此外,也可在切片图像 55 与剖面 41 之间进行图像对照,该切片图像 55 是在 3 维当前图像 36 的切片图像 37 中由 1 次提取当前图像区域 42 所划分成的图像。从 3 维基准图像 31 的多个切片图像 32 生成位置姿势变换模板区域 40 的剖面 41。例如,剖面 41 的数据是从构成 3 维基准图像 31 的多个切片图像 32 截取的。通常,位置姿势变换模板区域 40 的剖面 41 的数据密度与 3 维当前图像 36 的 1 次提取区域 43 的数据密度不相同,

但计算出剖面 41 的每个像素的相关值即可。此外,位置姿势变换模板区域 40 的剖面 41 还可包含进行了补全使得剖面 41 的数据密度与 3 维当前图像 36 的 1 次提取区域 43 的数据密度相同的数据。

[0050] 此处,对实施方式 1 的 2 阶段图案匹配方法进行总结。首先,对照处理部 22 的基准模板区域生成部 18 从 3 维基准图像 31 生成基准图像模板区域 33(基准图像模板区域生成步骤)。1 次对照部 16 根据基准图像模板区域 33 对 3 维当前图像 36 执行 1 次图案匹配(1 次图案匹配步骤)。1 次图案匹配对构成基准图像模板区域 33 的每个切片图像 53,与构成当前图像区域 38 的切片图像 37 进行图像对照。1 次对照部 16 在每次扫描基准图像模板区域 33 时,计算出当前图像区域 38 与基准图像模板区域 33 之间的相关值(相关值计算步骤),通过 1 次图案匹配,提取出 1 次提取区域 43 以使其包含当前图像区域 38 与基准图像模板区域 33 之间的相关值最高的区域(1 次提取区域提取步骤)。1 次对照部 16 生成作为用于 2 次图案匹配的检索对象区域的 1 次提取当前图像区域 42,以使其包含构成当前图像区域 38 的每个切片图像 37 的 1 次提取区域 43(检索对象生成步骤)。实施方式 1 的 2 阶段图案匹配方法包含:基准图像模板区域生成步骤;1 次图案匹配步骤;以及下述的 2 次图案匹配步骤。1 次图案匹配步骤包含:相关值计算步骤;1 次提取区域提取步骤;以及检索对象生成步骤。

[0051] 接着,对照处理部 22 的 2 次对照部 17 根据由位置姿势变换部 25 对基准图像模板区域 33 的位置姿势进行变换后的位置姿势变换模板区域 40 对 3 维当前图像 36 的 1 次提取当前图像区域 42 执行 2 次图案匹配(2 次图案匹配步骤)。2 次图案匹配生成变换成规定的位置姿势后的位置姿势变换模板区域 40 的多个剖面 41(剖面生成步骤),针对每个剖面 41,在构成 1 次提取当前图像区域 42 的切片图像 37 的 1 次提取区域 43 或切片图像 55、与该剖面 41 之间进行图像对照。在每次扫描位置姿势变换模板区域 40 时,2 次对照部 17 计算 1 次提取当前图像区域 42 与位置姿势变换模板区域 40 的多个剖面 41 的相关值(相关值计算步骤)。此外,位置姿势变换部 25 进行变换以成为与之前的位置姿势不同的位置姿势(位置姿势变换步骤),2 次对照部 17 生成该位置姿势中的位置姿势变换模板区域 40 的多个剖面 41(剖面生成步骤),在每次扫描位置姿势变换模板区域 40 时,计算 1 次提取当前图像区域 42 与位置姿势变换模板区域 40 的多个剖面 41 的相关值(相关值计算步骤)。对照处理部 22 的 2 次对照部 17 将作为计算出的相关值中最高相关值的 3 维基准图像与 3 维当前图像的位置姿势关系(位置姿势信息)选定为最佳解(最佳解选定步骤)。由此来实现图案匹配以使得 3 维基准图像与 3 维当前图像——这两种 3 维图像最一致。2 次图案匹配步骤包含:剖面生成步骤;相关值计算步骤;位置姿势变换步骤;以及最佳解选定步骤。

[0052] 图案匹配结束后,对照处理部 22 根据其相关值在计算出的相关值中为最高的位置姿势变换模板区域 40 的位置姿势,计算出对 3 维基准图像 31 和 3 维当前图像 36 进行对照时的体位修正量(平移量、旋转量)(体位修正量计算步骤)。对照结果显示部 23 在计算机 14 的显示器画面中显示体位修正量、将以该体位修正量进行移动后的 3 维当前图像与 3 维基准图像相重合来显示的图像等。对照结果输出部 24 输出利用对照处理部 22 对 3 维基准图像 31 和 3 维当前图像 36 进行对照时的体位修正量(平移量、旋转量)(体位修正量输出步骤)。治疗台控制参数计算部 26 将对照结果输出部 24 的输出值(平移 3 轴  $[\Delta X, \Delta Y, \Delta Z]$ , 旋转 3 轴  $[\Delta A, \Delta B, \Delta C]$ , 共 6 个自由度)转换成对治疗台 8 的各轴进行控制的

参数,即计算出参数(治疗台控制参数计算步骤)。治疗台 8 基于利用治疗台控制参数计算部 26 所计算出的治疗台控制参数,来驱动治疗台 8 的各轴的驱动装置(治疗台驱动步骤)。

[0053] 实施方式 1 所涉及的图像对照装置 29 进行从 3 维基准图像 31 到 3 维当前图像 36 的 1 次图案匹配,接着,基于 1 次图案匹配结果,从 3 维基准图像 31 生成作为规定的用于 2 次图案匹配的模板区域的位置姿势变换模板区域 40,从 3 维当前图像 36 生成作为用于 2 次图案匹配的规定的检索对象区域的 1 次提取当前图像区域 42 以使其包含 1 次提取区域 43,因此即使 3 维当前图像 36 的断层图像数(切片图像数)比 3 维基准图像 31 要少的情况下,也能实现精度高的 2 阶段图案匹配。

[0054] 由于实施方式 1 所涉及的图像对照装置 29 即使在 3 维当前图像 36 的断层图像数(切片图像数)比 3 维基准图像 31 要少的情况下,也能实现精度高的 2 阶段图案匹配,因此能减少位置匹配时的来自 X 射线 CT 装置的 3 维当前图像 36 的断层图像数,能降低位置匹配时的因 X 射线 CT 装置的患者辐射暴露量。

[0055] 实施方式 1 所涉及的图像对照装置 29 基于从 3 维基准图像 31 对 3 维当前图像 36 执行 1 次图案匹配的结果而生成 1 次提取当前图像区域 42,通过将其区域比当前图像区域 38 要狭窄的 1 次提取当前图像区域 42 作为检索对象,从而利用包含 1 次提取区域 43 的 1 次提取当前图像区域 42,能进行高分辨率的 2 次图案匹配,能缩短图案匹配所需时间,其中 1 次提取区域 43 是以低分辨率、将宽范围作为对象进行 1 次图案匹配来找到的。

[0056] 实施方式 1 所涉及的患者定位装置 30 基于利用图像对照装置 29 计算出的体位修正量,能使得与进行治疗计划时的位置姿势相匹配。由于能使得与进行治疗计划时的位置姿势相匹配,因此能进行位置匹配以使进行治疗时的患部 11 到达放射线治疗的射束照射中心 12。

[0057] 实施方式 1 所涉及的患者定位装置 30 可利用位置姿势变换部 25 生成位置姿势变换模板区域 40,该位置姿势变换模板区域 40 适合用于从由 3 维基准图像 31 获得的基准图像模板区域 33 匹配到断层图像数(切片图像数)比 3 维基准图像 31 要少的 3 维当前图像 36,能实现连角度偏移也包含的精度高的 2 阶段图案匹配。

[0058] 实施方式 1 所涉及的图像对照装置 29 包括:3 维图像输入部 21,该 3 维图像输入部 21 分别读取放射线治疗的治疗计划时所拍摄的 3 维基准图像 31 和进行治疗时所拍摄的 3 维当前图像 36;以及对照处理部 22,该对照处理部 22 对 3 维基准图像 31 和 3 维当前图像 36 进行对照,计算体位修正量以使 3 维当前图像 36 中的患部的位置姿势与 3 维基准图像 31 中的患部的位置姿势相一致,对照处理部 22 具有:1 次对照部 16,该 1 次对照部 16 根据 3 维基准图像 31 对 3 维当前图像 36 进行 1 次图案匹配;以及 2 次对照部 17,该 2 次对照部 17 根据规定的模板区域(位置姿势变换模板区域 40)对规定的检索对象区域 42 进行 2 次图案匹配,其中规定的模板区域根据 3 维基准图像 31 或 3 维当前图像 36 中的一个并基于 1 次图案匹配结果而生成,而规定的检索对象区域 42 根据与规定的模板区域(位置姿势变换区域 40)的生成基础不同的 3 维基准图像 31 或 3 维当前图像 36 中的另一个并基于 1 次图案匹配结果而生成,因此,即使在 3 维当前图像 36 的断层图像数比 3 维基准图像 31 要少的情况下,也能实现精度高的 2 阶段图案匹配。

[0059] 实施方式 1 所涉及的患者定位装置 30 包括:图像对照装置 29;以及治疗台控制参数计算部 26,该治疗台控制参数计算部 26 基于利用图像对照装置 29 计算出的体位修正量

来控制治疗台 8 的各轴,且图像对照装置 29 包括:3 维图像输入部 21,该 3 维图像输入部 21 分别读取放射线治疗的治疗计划时所拍摄的 3 维基准图像 31 和进行治疗时所拍摄的 3 维当前图像 36;以及对照处理部 22,该对照处理部 22 对 3 维基准图像 31 和 3 维当前图像 36 进行对照,计算出体位修正量以使 3 维当前图像 36 中的患部的位置姿势与 3 维基准图像 31 中的患部的位置姿势相一致。对照处理部 22 具有:1 次对照部 16,该 1 次对照部 16 根据 3 维基准图像 31 对 3 维当前图像 36 进行 1 次图案匹配;以及 2 次对照部 17,该 2 次对照部 17 根据规定的模板区域(位置姿势变换模板区域 40)对规定的检索对象区域 42 进行 2 次图案匹配,其中规定的模板区域根据 3 维基准图像 31 或 3 维当前图像 36 中的一个并基于 1 次图案匹配结果而生成,而规定的检索对象区域 42 根据与规定的模板区域(位置姿势变换区域 40)的生成基础不同的 3 维基准图像 31 或 3 维当前图像 36 中的另一个并基于 1 次图案匹配结果而生成,因此,即使在 3 维当前图像 36 的断层图像数比 3 维基准图像 31 要少的情况下,也能进行精度高的定位。

[0060] 实施方式 1 涉及图像对照方法,该图像对照方法对放射线治疗的治疗计划时所拍摄的 3 维基准图像 31 和进行治疗时所拍摄的 3 维当前图像 36 进行对照;该图像对照方法包含:1 次图案匹配步骤,该 1 次图案匹配步骤根据 3 维基准图像 31 对 3 维当前图像 36 进行 1 次图案匹配;以及 2 次图案匹配步骤,该 2 次图案匹配步骤根据规定的模板区域(位置姿势变换模板区域 40)对规定的检索对象区域 42 进行 2 次图案匹配,其中规定的模板区域根据 3 维基准图像 31 或 3 维当前图像 36 中的一个并基于 1 次图案匹配结果而生成,而规定的检索对象区域 42 根据与规定的模板区域(位置姿势变换区域 40)的生成基础不同的 3 维基准图像 31 或 3 维当前图像 36 中的另一个并基于 1 次图案匹配结果而生成,因此,即使在 3 维当前图像 36 的断层图像数比 3 维基准图像 31 要少的情况下,也能实现精度高的 2 阶段图案匹配。

[0061] 实施方式 2

[0062] 在实施方式 2 的 2 阶段图案匹配中,进行从 3 维基准图像 31 到 3 维当前图像 36 的 1 次图案匹配,接着,基于 1 次图案匹配的结果,从 3 维当前图像 36 生成作为规定的用于 2 次图案匹配的模板区域的当前图像模板区域 44,将对 3 维基准图像 31 的位置姿势进行变换后的姿势变换基准图像区域 47 作为检索对象,根据当前模板区域 44 对姿势变换基准图像区域 47 进行 2 次图案匹配。2 次图案匹配是与 1 次图案匹配反向的图案匹配。

[0063] 图 10 是对本发明的实施方式 2 所涉及的 1 次图案匹配方法进行说明的图,图 11 是对图 10 的 1 次图案匹配方法中的基准图像模板区域和切片图像的关系进行说明的图。在实施方式 2 中,通过 1 次图案匹配,1 次对照部 16 进行连旋转 3 轴也包含的探索并求出姿势变化量。

[0064] 图 10 所示的当前图像区域 38 表示成为包含 3 片切片图像 37a、37b、37c 的长方体。成为实施方式 2 的基准图像模板区域的位置姿势变换模板区域 40a、40b、40c 是利用位置姿势变换部 25 进行位置姿势变换后的区域。但是,初始位置姿势为默认状态,例如,旋转 3 轴的参数为 0。作为对位置姿势进行变换后的基准图像模板区域的位置姿势变换模板区域 40a 沿扫描路径 39a、以光栅扫描状在切片图像 37a 中移动。同样,作为对位置姿势进行变换后的基准图像模板区域 40b 的位置姿势变换模板区域 37b 沿扫描路径 39b、以光栅扫描状在切片图像 37b 中移动,对位置姿势进行变换后的位置姿势变换模板区域 40c 沿扫描路

径 39c、以光栅扫描状在切片图像 37c 中移动。为了使附图简单,简略地示出扫描路径 39b、39c。

[0065] 一边对位置姿势进行变换,并一边进行 3 维当前图像 36 的切片图像 37a、37b、37c 与位置姿势变换模板区域 40 的相关计算。例如,使旋转 3 轴的每个轴以规定的变化量或变化率发生变化,来进行相关计算,移动到下一扫描位置,进行相关计算。如图 11 所示,1 次对照部 16 在位置姿势变换模板区域 40 的剖面 41 与构成当前图像区域 38 的切片图像 37 之间进行图像对照。位置姿势变换模板区域 40 的剖面 41 是将位置姿势变换模板区域 40 以与作为初始位置姿势的 3 维基准图像 31 的切片图像 32 相平行的面来切断的面,且是从 3 维基准图像 31 的多个切片图像 32 生成的(剖面生成步骤)。例如,能使用实施方式 1 中所说明的方法。即,剖面 41 的数据可从构成 3 维基准图像 31 的多个切片图像 32 截取的。此外,位置姿势变换模板区域 40 的剖面 41 还可包含进行了补全使得剖面 41 的数据密度与 3 维当前图像 36 的数据密度相同的数据。

[0066] 接着,1 次对照部 16 生成当前图像模板区域 44,该当前图像模板区域 44 用于 2 次匹配。1 次对照部 16 例如根据各切片图像 37a、37b、37c 的每个图像中连旋转 3 轴都包含的探索结果,来求出相关值最高的位置姿势变换模板区域 40 的剖面 41、此时的位置姿势变换模板区域 40 的姿势变化量、以及与该剖面 41 相对应的切片图像 37 的提取区域。1 次对照部 16 从求出的每个切片图像的提取区域中生成当前图像模板区域 44 以使其包含相关值最高的 3 维当前图像的提取区域。当前图像模板区域 44 是 2 维图像。

[0067] 接着,如图 12 所示,利用对照处理部 22 的位置姿势变换部 25,使 3 维基准图像 31 整体的姿势以生成当前图像模板区域 44 时所求出的上述姿势变化量进行变化,并生成姿势变换后的 3 维姿势变换基准图像 45,即生成姿势变换基准图像区域 47。图 12 是表示本发明的实施方式 2 所涉及的姿势变换后的 3 维基准图像的图。切片图像 46a、46b、46c、46d、46e 分别为对切片图像 32a、32b、32c、32d、32e 以上述姿势变化量进行姿势变化后的切片图像。

[0068] 接着,如图 13 所示,2 次对照部 17 沿扫描路径 49、以光栅扫描状将当前图像模板区域 44 匹配到作为姿势变换后的 3 维姿势变换基准图像 45 的姿势变换基准图像区域 47,从而能高速地仅检测出平移偏移。图 13 是对本发明的实施方式 2 所涉及的 2 次图案匹配方法进行说明的图。进行姿势变换后的姿势变换基准图像区域 47 表示成为包含 5 片切片图像 46a、46b、46c、46d、46e 的长方体。对照执行面 48 是与如下姿势对应的图像面,该姿势是与利用 1 次图案匹配对应于 3 维当前图像 36 的切片图像 37 的姿势之间的相关值最高的姿势,即是变成与如下姿势同等的姿势的面,该姿势与姿势变换基准图像区域 47 中的 3 维当前图像 36 的切片图像 37 对应。2 次对照部 17 从姿势变换基准图像区域 47 生成规定的对照执行面 48,从 3 维姿势变换基准图像 45 的多个切片图像 46 生成(对照执行面生成步骤)。例如,能使用实施方式 1 中所说明的方法。即,对照执行面 48 的数据可从构成 3 维姿势变换基准图像 45 的多个切片图像截取。此外,对照执行面 48 包含进行了补全使得对照执行面 48 的数据密度与当前图像模板区域 44 的数据密度相同。

[0069] 对实施方式 2 的 2 阶段图案匹配方法进行总结。首先,对照处理部 22 利用位置姿势变换部 25,从 3 维基准图像 31 生成进行位置变换后的位置姿势变换模板区域 40(位置姿势变换模板区域生成步骤)。对照处理部 22 的 1 次对照部 16 将位置姿势变换模板区域 40

对 3 维当前图像 36 执行 1 次图案匹配 (1 次图案匹配步骤)。每次使位置姿势变换模板区域 40 的位置姿势发生变化 (每次执行位置姿势变换步骤时) 时, 1 次图案匹配对构成当前图像区域 38 的各切片图像 37 生成位置姿势变换模板区域 40 的剖面 41 (剖面生成步骤), 在该位置姿势变换模板区域 40 的剖面 41 与构成当前图像区域 38 的切片图像 37 之间进行图像对照。

[0070] 每次使位置姿势变换模板区域 40 的位置姿势发生变化时, 1 次对照部 16 计算出当前图像区域 38 与位置姿势变换模板区域 40 的相关值 (相关值计算步骤)。此外, 每次扫描位置姿势变换模板区域 40 时, 1 次对照部 16 计算出当前图像区域 38 与位置姿势变换模板区域 40 的相关值, 利用 1 次图案匹配, 生成当前图像模板区域 44, 以使其包含当前图像区域 38 和位置姿势变换模板区域 40 的相关值最高的位置姿势变换模板区域 40 的提取区域 (当前图像模板区域生成步骤)。

[0071] 接着, 对照处理部 22 利用位置姿势变换部 25, 使 3 维基准图像 31 整体的姿势以生成当前图像模板区域 44 时所求出的上述姿势变化量来变化, 并生成姿势变换后的 3 维姿势变换基准图像 45, 即生成姿势变换基准图像区域 47 (姿势变换基准图像区域生成步骤)。2 次对照部 17 将当前图像模板区域 44 对姿势变换基准图像区域 47 执行 2 次图案匹配 (2 次图案匹配步骤)。2 次图案匹配通过对照执行面生成步骤来生成对照执行面 48, 对由对照执行面生成步骤所生成的对照执行面 48 与当前图像模板区域 44 进行图像对照。在进行该图像对照时, 不使当前图像模板区域 44 旋转而进行平移, 同时计算对照执行面 48 与当前图像模板区域 44 的相关值 (相关值计算步骤)。

[0072] 在 2 次图案匹配中, 对照处理部 22 的 2 次对照部 17 将所计算出的相关值中最高相关值的 3 维姿势变换基准图像 45 与当前图像模板区域 44 的位置姿势关系 (位置姿势信息) 选定为最佳解 (最佳解选定步骤)。由此, 通过 2 阶段匹配来实现图案匹配使得 3 维基准图像 31 与 3 维当前图像 36 这两种 3 维图像最一致。实施方式 2 的 2 阶段图案匹配方法包含: 位置姿势变换模板区域生成步骤; 1 次图案匹配步骤; 姿势变换基准图像区域生成步骤; 以及 2 次图案匹配步骤。1 次图案匹配步骤包含: 剖面生成步骤; 相关值计算步骤; 位置姿势变换步骤; 以及当前图像模板区域生成步骤。2 次图案匹配步骤包含: 对照执行面生成步骤; 相关值计算步骤; 以及最佳解选定步骤。

[0073] 图案匹配结束后, 对照处理部 22 从其相关值在计算出的相关值中为最高的 3 维姿势变换基准图像 45 中的高相关值区域的位置姿势计算出对 3 维基准图像 31 和 3 维当前图像 36 进行对照时的体位修正量 (平移量、旋转量) (体位修正量计算步骤)。对照结果显示部 23 在计算机 14 的显示器画面中显示体位修正量、或将以该体位修正量进行移动后的 3 维当前图像重合到 3 维基准图像来显示的图像等。对照结果输出部 24 输出利用对照处理部 22 对 3 维基准图像 31 和 3 维当前图像 36 进行对照时的体位修正量 (平移量、旋转量) (体位修正量输出步骤)。治疗台控制参数计算部 26 将对对照结果输出部 24 的输出值 (平移 3 轴  $[\Delta X, \Delta Y, \Delta Z]$ , 旋转 3 轴  $[\Delta A, \Delta B, \Delta C]$ , 共 6 个自由度) 转换成对治疗台 8 的各轴进行控制的参数, 即计算出参数 (治疗台控制参数计算步骤)。治疗台 8 基于利用治疗台控制参数计算部 26 所计算的治疗台控制参数, 来驱动治疗台 8 的各轴的驱动装置 (治疗台驱动步骤)。

[0074] 实施方式 2 所涉及的图像对照装置 29 根据 3 维基准图像 31 的位置姿势变换模板

区域 40 对 3 维当前图像 36 进行作为连旋转 3 轴也包含的图像对照的 1 次图案匹配,接着,基于 1 次图案匹配结果,从 3 维当前图像 36 生成作为用于 2 次图案匹配的模板区域的当前图像模板区域 44,因此,即使在 3 维当前图像 36 的断层图像数(切片图像数)比 3 维基准图像 31 要少的情况下,也能实现精度高的 2 阶段图案匹配。

[0075] 实施方式 2 所涉及的图像对照装置 29 通过从 3 维基准图像 31 生成作为姿势变换后的 3 维基准图像的 3 维姿势变换基准图像 45,即通过生成姿势变换基准图像区域 47,从而可使用 2 维的当前图像模板区域 44,并利用不伴有旋转移动的平移移动来对姿势变换基准图像区域 47 实现直接图案匹配。在 2 次图案匹配中,由于仅计算每次平移移动的相关值,因此与计算每次旋转移动和平移移动的相关值的情况相比,实现了 2 次图案匹配的高速化。

[0076] 实施方式 3

[0077] 实施方式 3 与实施方式 1 和 2 的不同在于,利用人体数据库(图谱模型:atlas model)来生成实施方式 1 的用于 1 次图案匹配的基准图像模板区域 33、或实施方式 2 的作为位置姿势变换模板区域 40 的基础的基准图像模板区域 33。图 14 是表示本发明的实施方式 3 所涉及的图像对照装置和患者定位装置的结构图。实施方式 3 所涉及的图像对照装置 29 与实施方式 1 和 2 所涉及的图像对照装置 29 的不同点在于,其具有:人体数据库输入部 50;以及平均模板区域生成部 51。实施方式 3 所涉及的患者定位装置 30 具有:图像对照装置 29 和治疗台控制参数计算部 26。

[0078] 人体数据库输入部 50 从数据库装置等存储装置获取人体数据库(图谱模型)。平均模板区域生成部 51 从与患者 4、10 的患部 5、11 相对应的人体数据库的脏器部分截取平均模板区域 54。对照处理部 22 的基准模板区域生成部 18 通过将该平均模板区域 54 图案匹配到 3 维基准图像 31,从而自动生成基准图像模板区域 33(基准图像模板区域生成步骤)。

[0079] 利用上述基准图像模板区域 33,执行实施方式 1 的 2 阶段图案匹配或实施方式 2 的 2 阶段图案匹配。通过这样,即使不在 3 维基准图像上预先准备表示患部的信息(患部形状等),也能实现 2 阶段图案匹配。

[0080] 另外,还考虑了平均模板区域生成部 51 从与患者 4、10 的患部 5、11 相对应的人体数据库的脏器部分截取 2 维的平均模板区域的情况。在 2 维的平均模板区域 54 的情况下,截取多个 2 维的平均模板区域,汇集多个 2 维的平均模板区域,来输出到对照处理部 22。对照处理部 22 的基准模板区域生成部 18 通过将该多个 2 维的平均模板区域图案匹配到 3 维基准图像 31,从而自动生成基准图像模板区域 33。

[0081] 标号说明

[0082] 16...1 次对照部;17...2 次对照部;18...基准模板区域生成部;21...3 维图像输入部;22...对照处理部;25...位置姿势变换部;26...治疗台控制参数计算部;29...图像对照装置;30...患者定位装置;31...3 维基准图像;33...基准图像模板区域;36...3 维当前图像;40、40a、40b、40c...位置姿势变换模板区域;41...剖面;42...1 次提取当前图像区域;44...当前图像模板区域;45...3 维姿势变换基准图像;48...对照执行面;50...人体数据库输入部;51...平均模板区域生成部。



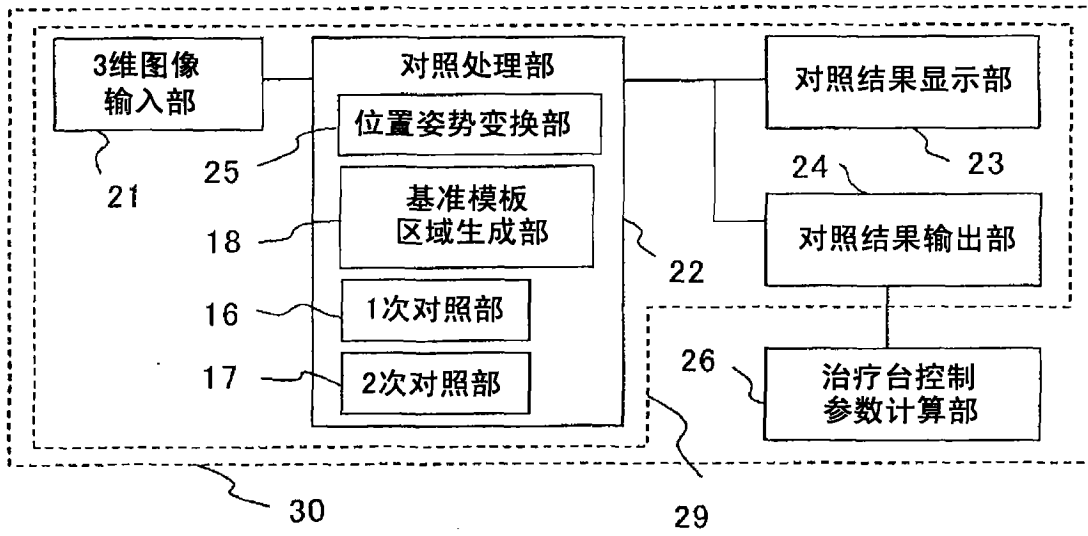


图 1

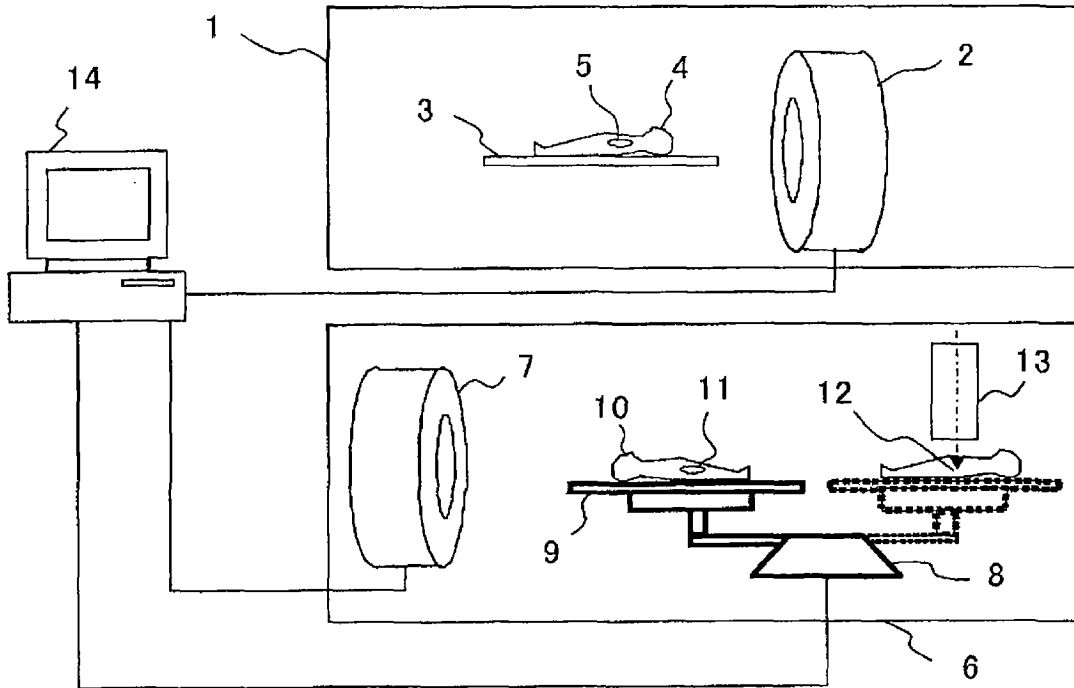


图 2

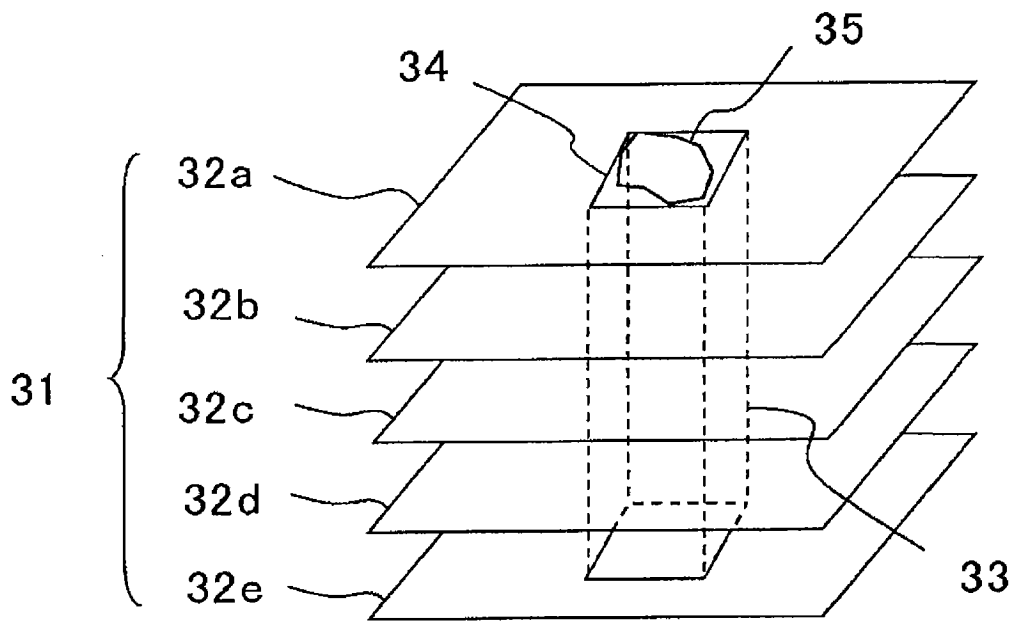


图 3

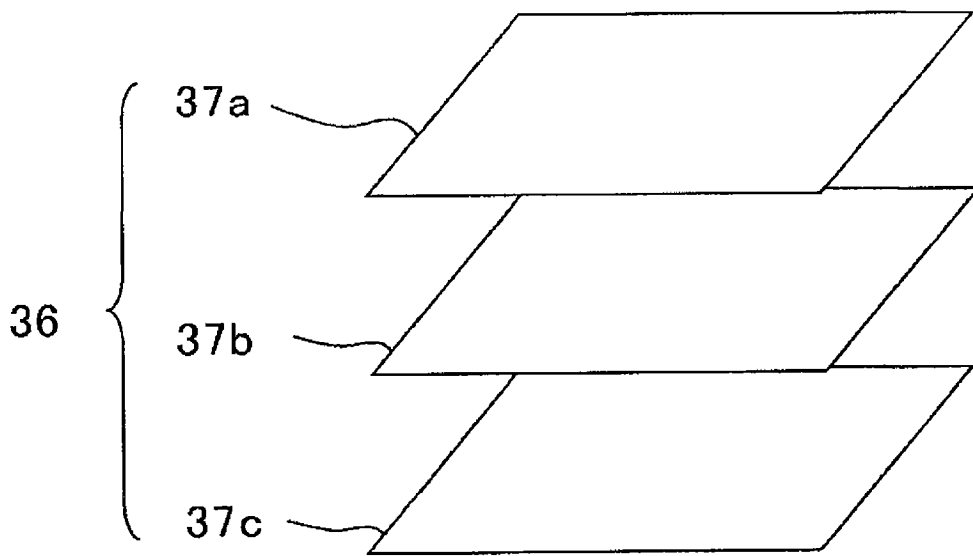


图 4

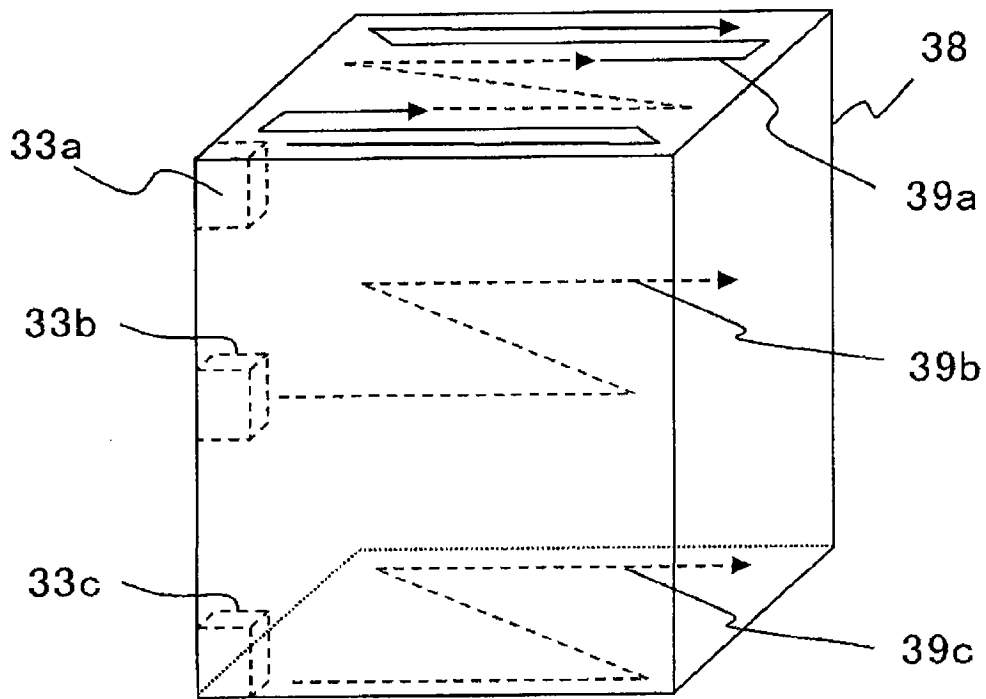


图 5

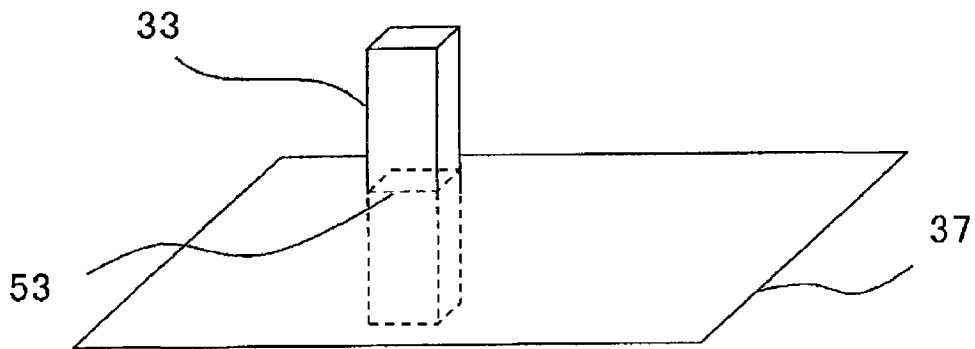


图 6

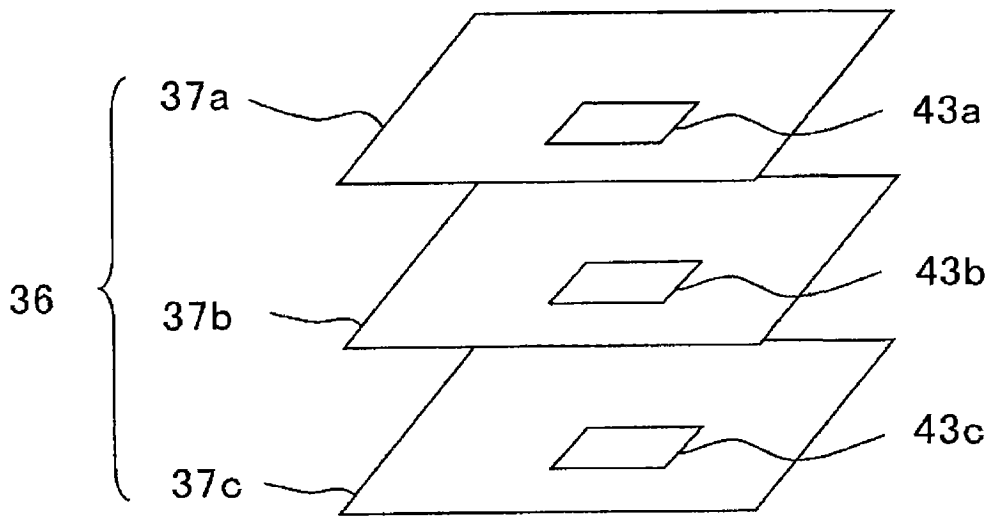


图 7

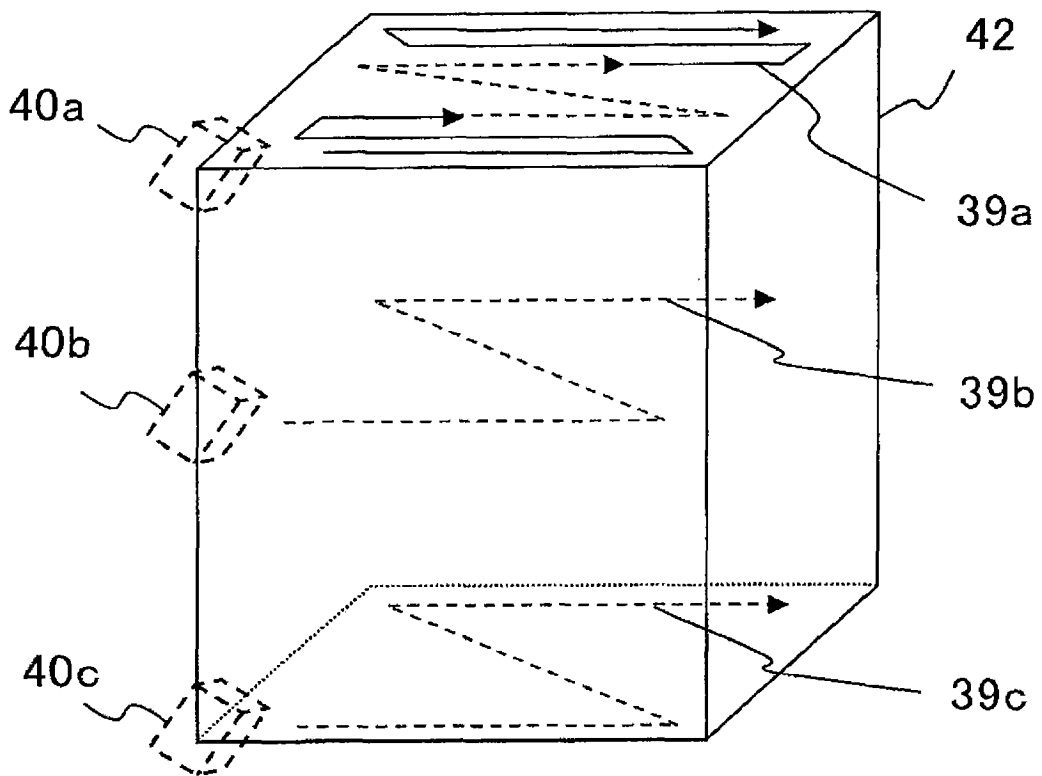


图 8

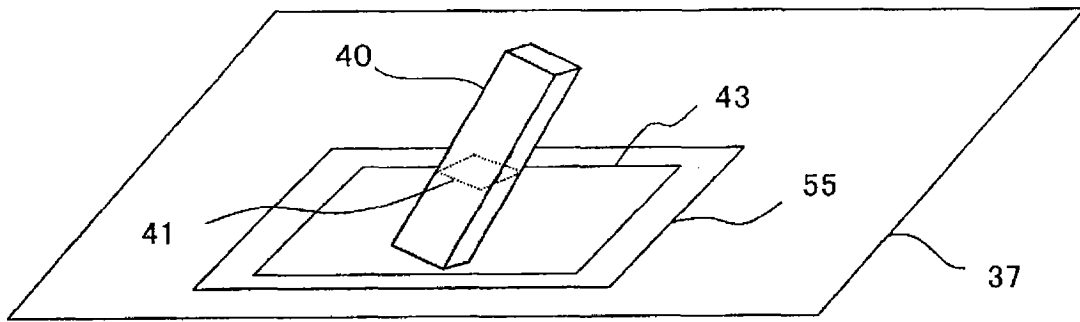


图 9

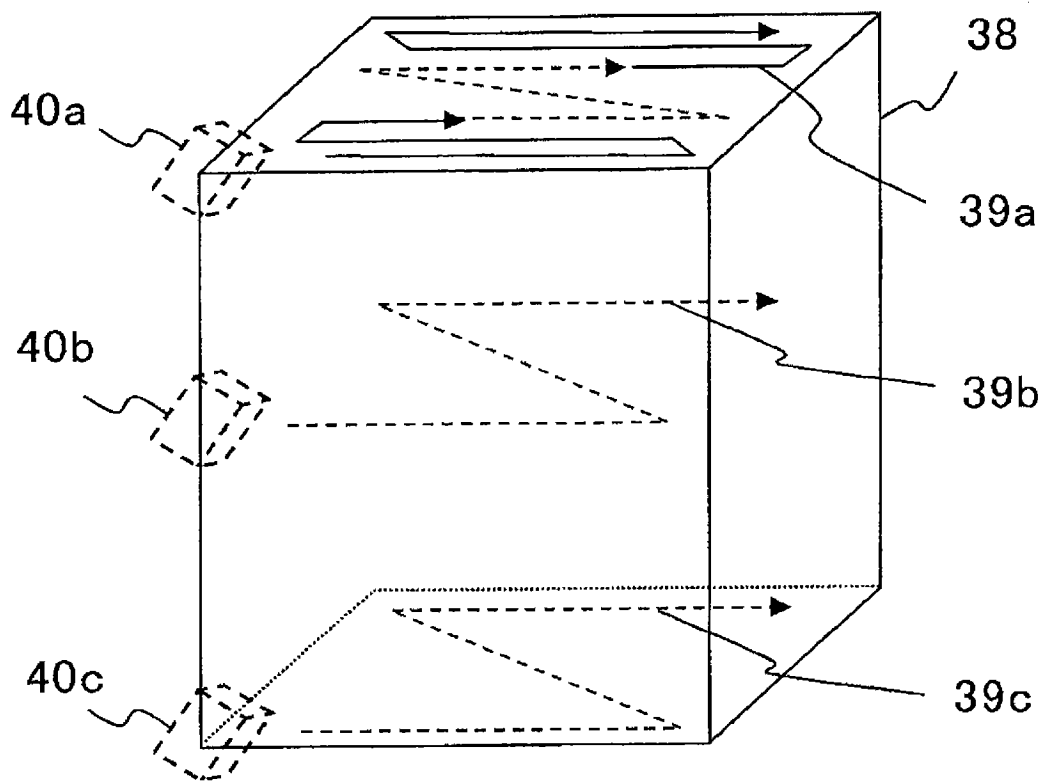


图 10

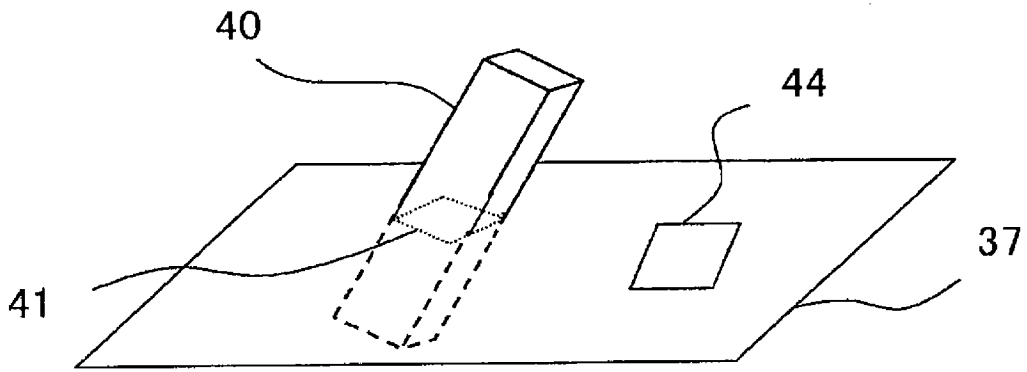


图 11

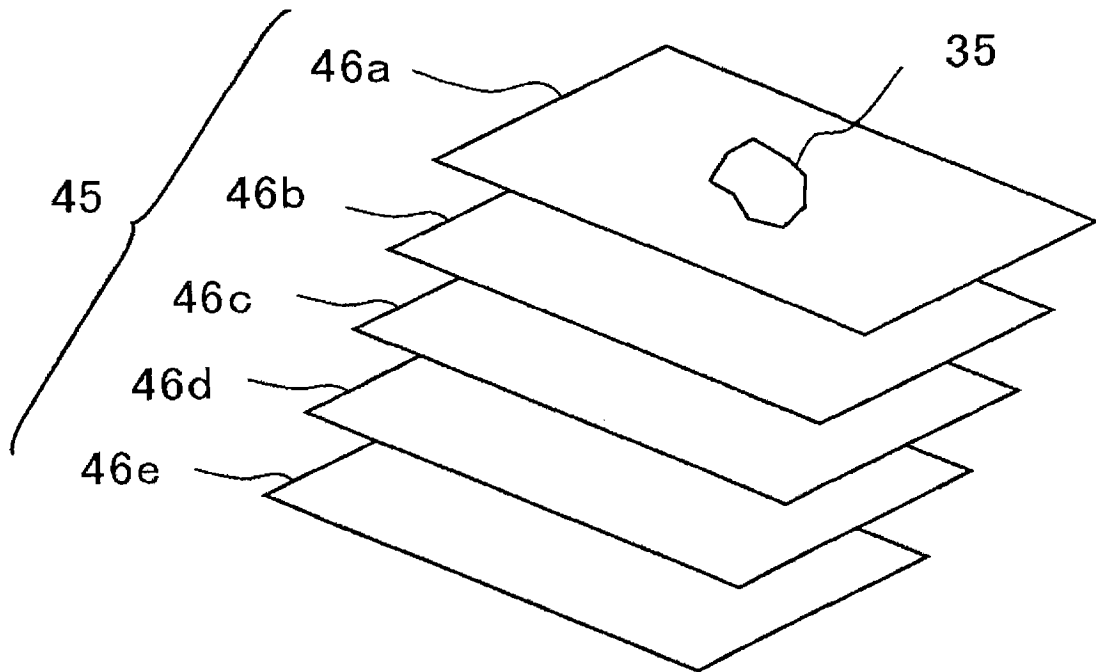


图 12

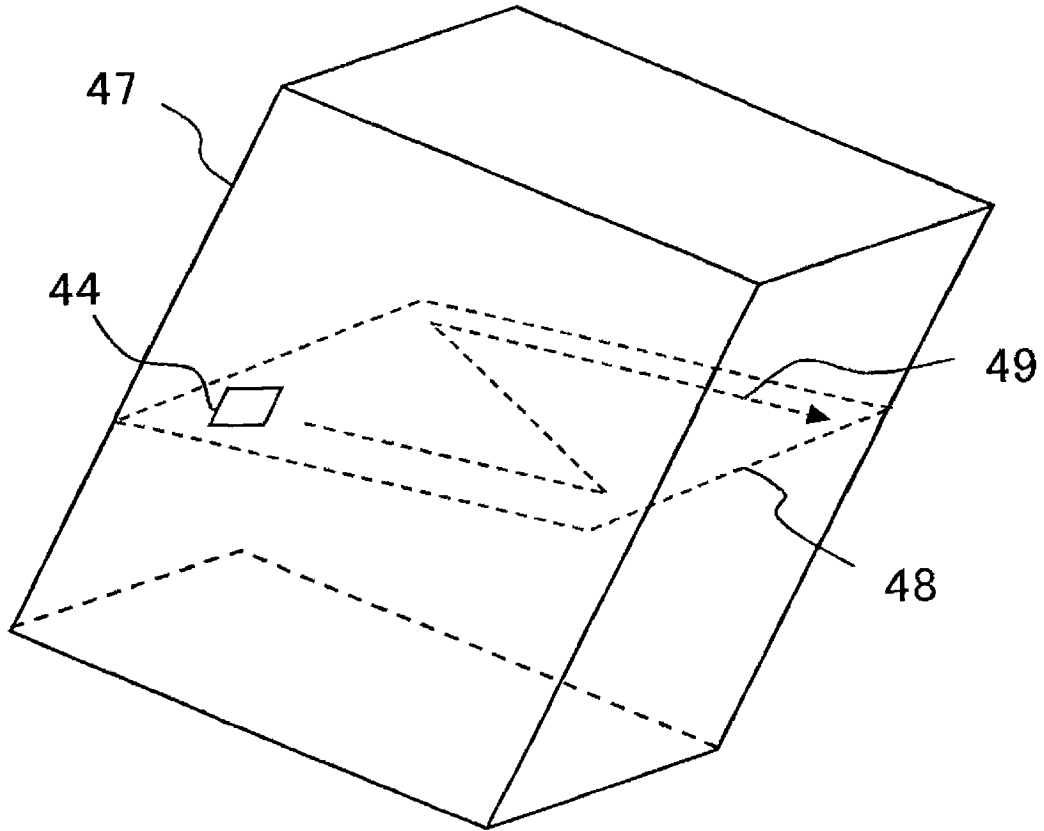


图 13

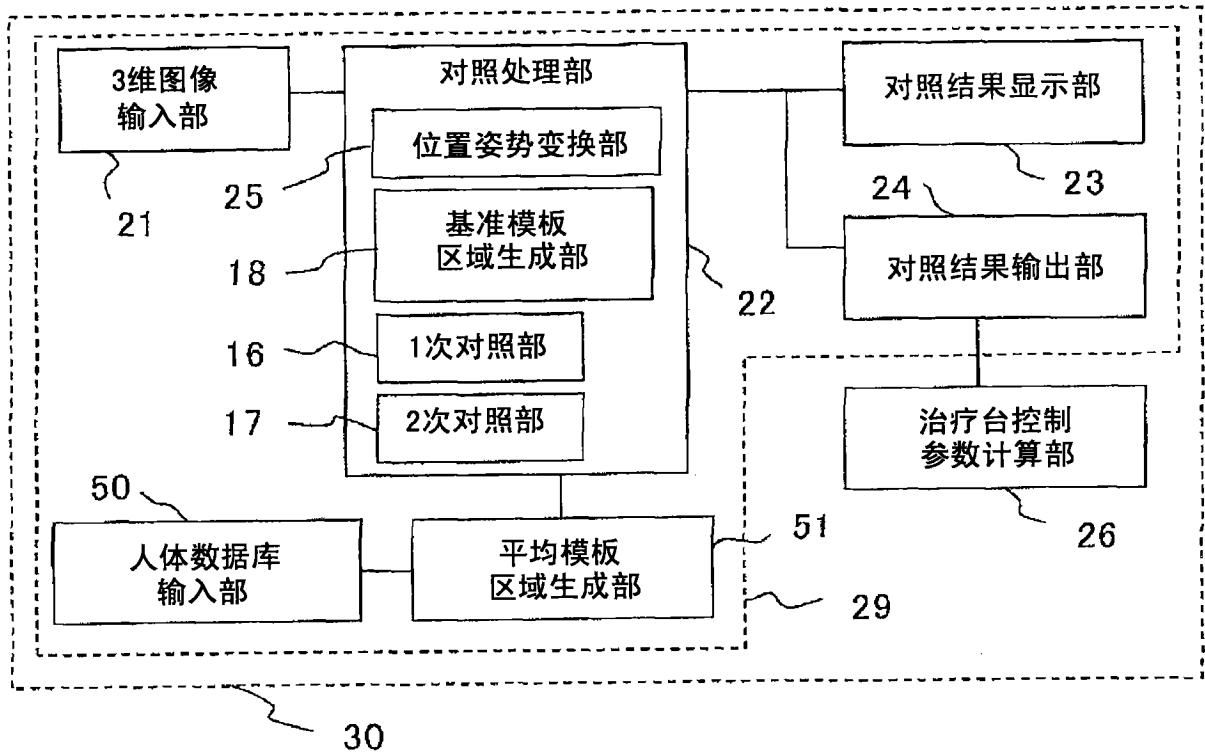


图 14