



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103327901 B

(45) 授权公告日 2016. 01. 27

(21) 申请号 201280006252. 4

(22) 申请日 2012. 09. 24

(30) 优先权数据

2011-213047 2011. 09. 28 JP

2012-206419 2012. 09. 20 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 07. 24

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/074329 2012. 09. 24

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/047403 JA 2013. 04. 04

(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 田口博基 津雪昌快

(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 肖靖

(51) Int. Cl.

A61B 6/03(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101028199 A, 2007. 09. 05, 权利要求 1、2、5, 说明书第 2 页.

CN 101028199 A, 2007. 09. 05, 说明书第 2 页.

US 2009/0262997 A1, 2009. 10. 22, 说明书第 [0054]—[0055] 段.

CN 1509686 A, 2004. 07. 07, 全文.

JP 特开 2009-153829 A, 2009. 07. 16, 全文.

审查员 叶思

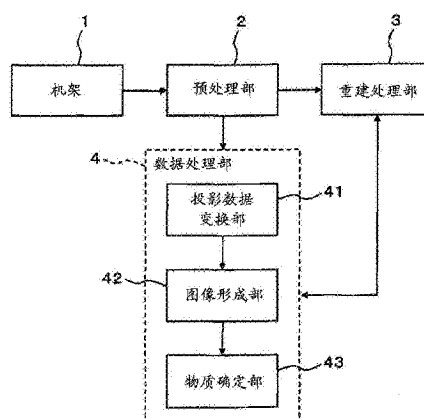
权利要求书2页 说明书18页 附图18页

(54) 发明名称

X 射线 CT 装置、物质确定方法及图像处理装置

(57) 摘要

实施方式的 X 射线 CT 装置根据扫描对象物所获得的投影数据, 显示对象物内的图像, 具有生成部、变换部、图像形成部和确定部。生成部通过能量不同的 X 射线分别扫描对象物, 生成多个投影数据。变换部将多个投影数据变换为与多个基准物质对应的多个新投影数据。图像形成部通过分别重建由变换部变换的多个新投影数据, 形成与多个基准物质对应的多个基准物质图像。确定部根据多个基准物质图像的像素的值的的相关, 确定对象物质。



1. 一种 X 射线 CT 装置, 根据对对象物进行扫描而获得的投影数据, 显示上述对象物内的图像, 其特征在于, 具备:

生成部, 用能量不同的 X 射线分别对对象物进行扫描, 生成多个投影数据;

变换部, 将上述多个投影数据变换为与多个基准物质对应的多个新投影数据;

图像形成部, 通过分别重建由上述变换部所变换的多个新投影数据, 形成与多个基准物质对应的多个基准物质图像; 以及

确定部, 根据上述多个基准物质图像的像素的值的相關, 确定对象物质。

2. 如权利要求 1 所述的 X 射线 CT 装置, 其特征在于,

上述确定部通过判定上述多个基准物质图像中的对应的像素的值是否具有预先设定的相關, 来确定上述对象物质。

3. 如权利要求 1 所述的 X 射线 CT 装置, 其特征在于,

上述变换部采用包含与上述基准物质对应的 X 射线衰减系数的计算式, 将上述多个投影数据变换为与上述多个基准物质对应的多个新投影数据。

4. 如权利要求 1 所述的 X 射线 CT 装置, 其特征在于, 具备:

显示图像生成部, 生成能够识别由上述确定部确定的上述对象物质的区域的上述对象物内的图像。

5. 如权利要求 1 所述的 X 射线 CT 装置, 其特征在于, 具备:

显示图像生成部, 生成与其他区域的像素相比强调或抑制了由上述确定部确定的上述对象物质的区域的像素的显示图像。

6. 如权利要求 1 所述的 X 射线 CT 装置, 其特征在于, 具备:

浓度算出部, 根据预先存储的计算式, 从上述多个基准物质图像中的对应的像素的值, 求出上述对象物质的浓度信息。

7. 如权利要求 6 所述的 X 射线 CT 装置, 其特征在于, 具备:

显示图像生成部, 生成表示上述浓度信息的显示图像。

8. 如权利要求 1 所述的 X 射线 CT 装置, 其特征在于,

上述图像形成部生成重建上述多个投影数据而获得的多个能量图像,

上述确定部根据上述多个能量图像的上述多个基准物质图像的像素的值的相關来确定对象物质。

9. 如权利要求 1 所述的 X 射线 CT 装置, 其特征在于, 还具备:

形成部, 根据上述基准物质图像, 形成表示上述对象物中的有效原子序数的分布的有效原子序数图像、表示上述对象物质中的物质的密度的分布的密度图像、以及模拟地再现通过具有单一能量的 X 射线对上述对象物质进行扫描的情况的单色 X 射线图像中的至少一个,

上述确定部根据由上述形成部形成的图像, 进行上述对象物质的确定。

10. 一种物质确定方法, 其特征在于, 包含:

生成步骤, 通过能量不同的 X 射线分别对对象物进行扫描, 生成多个投影数据;

变换步骤, 将上述多个投影数据变换为与多个基准物质对应的多个新投影数据;

图像形成步骤, 通过分别重建在上述变换步骤中变换了的多个新投影数据, 形成与多个基准物质对应的多个基准物质图像; 以及

确定步骤,根据上述多个基准物质图像的像素的值的的相关,来确定对象物质。

11. 如权利要求 10 的物质确定方法,其特征在于,

在上述确定步骤中,通过判定上述多个基准物质图像中的对应的像素的值是否具有预先设定的相关,来确定上述对象物质。

12. 如权利要求 10 所述的物质确定方法,其特征在于,

在上述变换步骤中,采用包含与上述基准物质对应的 X 射线衰减系数的计算式,将上述多个投影数据变换为与上述多个基准物质对应的多个新投影数据。

13. 如权利要求 10 所述的物质确定方法,其特征在于,包含:

显示图像生成步骤,生成能够识别由上述确定步骤确定的上述对象物质的区域的上述对象物内的图像。

14. 如权利要求 10 所述的物质确定方法,其特征在于,包含:

显示图像生成步骤,生成与其他区域的像素相比强调或抑制了由上述确定步骤确定的上述对象物质的区域的像素的显示图像。

15. 如权利要求 10 所述的物质确定方法,其特征在于,包含:

浓度算出步骤,根据预先存储的计算式,从上述多个基准物质图像中的对应的像素的值,求出上述对象物质的浓度信息。

16. 如权利要求 15 所述的物质确定方法,其特征在于,包含:

显示图像生成步骤,生成表示上述浓度信息的显示图像。

17. 如权利要求 10 所述的物质确定方法,其特征在于,

在上述图像形成步骤中,生成对上述多个投影数据进行重建而获得的多个能量图像,

在上述确定步骤中,根据上述多个能量图像的上述多个基准物质图像的像素的值的的相关来确定对象物质。

18. 如权利要求 10 所述的物质确定方法,其特征在于,还包含:

形成步骤,根据上述基准物质图像,形成表示上述对象物中的有效原子序数的分布的有效原子序数图像、表示上述对象物质中的物质的密度的分布的密度图像、以及模拟地再现通过具有单一能量的 X 射线对上述对象物质进行扫描的情况的单色 X 射线图像中的至少一个,

在上述确定步骤中,根据上述形成步骤中形成的图像,进行上述对象物质的确定。

19. 一种图像处理装置,其特征在于,具备:

存储部,存储通过分别重建多个新投影数据而形成的与多个基准物质对应的多个基准物质图像,其中,根据多个基准物质对通过能量不同的 X 射线分别扫描对象物而生成的多个投影数据进行变换而获得上述多个新投影数据;以及

确定部,根据上述存储部存储的上述多个基准物质图像的像素的值的的相关,来确定对象物质。

X 射线 CT 装置、物质确定方法及图像处理装置

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及 X 射线 CT 装置、物质确定方法及图像处理装置。

背景技术

[0002] X 射线计算机断层摄影(Computed Tomography :CT)是通过重建用 X 射线束扫描对象物获得的投影数据,形成表示对象物的信息的图像的技术。

[0003] 作为 X 射线 CT 的应用,有确定对象物所包含的物质的类别的技术。该技术中,难以根据用基于单一的管电压的 X 射线束获得的图像来判别物质,因此,用基于不同的 2 个管电压的能量的不同的 2 个 X 射线束分别进行扫描的手法在近年备受关注。该手法称为“双能量 CT (Dual Energy CT)”。

[0004] 非专利文献 1 记载了应用不同的 2 个管电压来形成 2 个图像,用这些图像的 CT 值之比来确定物质的技术。另外,非专利文献 1 记载的全部事项作为构成本说明书的一部分而引用。

[0005] 另外,专利文献 1 记载了通过将应用不同的 2 个管电压而获得的各投影数据所示的线衰减系数表现为 2 个基准物质(例如水和骨骼)的线衰减系数的线性组合,来形成表示各基准物质的分布的图像(基准物质图像)的技术。而且,专利文献 1 还记载了通过这些基准物质图像进行组合,来形成有效原子序数图像、密度图像及单色 X 射线图像的手法。另外,专利文献 1 记载的全部事项作为构成本说明书的一部分而引用。

[0006] 先行技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献 1 :日本特开 2009-261942 号公报

[0009] 非专利文献

[0010] 非专利文献 1 :Johnson TR. et al.,“Material differentiation by dual energy CT :initial experience”,Eur Radiol (2007),17,1510-1517

发明内容

[0011] 但是,如果考虑到 CT 值依赖于管电压,其结果,CT 值之比依赖于管电压的组合,则以往的双能量 CT 中难高精度地判别 CT 值比相近的物质。

[0012] 另外,以往的双能量 CT 中可以根据基准物质图像来掌握该基准物质的含有量是多还是少,但是难以确定该物质的类别。

[0013] 本发明解决的课题是提供能够高精度地确定对象物所包含的物质的 X 射线 CT 装置、物质确定方法及图像处理装置。

[0014] 实施方式的 X 射线 CT 装置根据扫描对象物而获得的投影数据显示对象物内的图像,该 X 射线 CT 装置具有生成部、变换部、图像形成部和确定部。生成部用能量不同的 X 射线分别扫描对象物,生成多个投影数据。变换部将多个投影数据变换为与多个基准物质对应的多个新的投影数据。图像形成部通过分别重建由变换部变换的多个新投影数据,形成

与多个基准物质对应的多个基准物质图像。确定部根据多个基准物质图像的像素的值的有关,来确定对象物质。

附图说明

- [0015] 图 1 是表示第 1 实施方式的 X 射线 CT 装置的概略构成的一个例子的方框图。
- [0016] 图 2 是用于说明第 1 实施方式的 X 射线 CT 装置执行的处理的图。
- [0017] 图 3 是用于说明第 1 实施方式的 X 射线 CT 装置执行的处理的图。
- [0018] 图 4 是用于说明第 1 实施方式的 X 射线 CT 装置执行的处理的图。
- [0019] 图 5 是用于说明第 1 实施方式的 X 射线 CT 装置执行的处理的图。
- [0020] 图 6 是表示第 1 实施方式的 X 射线 CT 装置的动作的一个例子的流程图。
- [0021] 图 7 是表示第 2 实施方式的 X 射线 CT 装置的概略构成的一个例子的方框图。
- [0022] 图 8 是表示第 2 实施方式的 X 射线 CT 装置显示的图像的一个例子的概略图。
- [0023] 图 9A 表示是第 2 实施方式的 X 射线 CT 装置显示的图像的一个例子的概略图。
- [0024] 图 9B 是表示第 2 实施方式的 X 射线 CT 装置显示的图像的一个例子的概略图。
- [0025] 图 9C 是表示第 2 实施方式的 X 射线 CT 装置显示的图像的一个例子的概略图。
- [0026] 图 10 是表示第 2 实施方式的 X 射线 CT 装置显示的图像的一个例子的概略图。
- [0027] 图 11 是表示第 3 实施方式的 X 射线 CT 装置显示的图像的一个例子的方框图。
- [0028] 图 12 是用于说明第 3 实施方式的 X 射线 CT 装置执行的处理的概略图。
- [0029] 图 13 是用于说明第 3 实施方式的 X 射线 CT 装置执行的处理的概略图。
- [0030] 图 14 是表示第 3 实施方式的 X 射线 CT 装置的动作的一个例子的流程图。
- [0031] 图 15A 是用于说明 X 射线 CT 装置的变形例的概略图。
- [0032] 图 15B 是用于说明 X 射线 CT 装置的变形例的概略图。
- [0033] 图 16 是表示实施方式的图像处理装置的概略构成的一个例子的方框图。
- [0034] (符号的说明)
- [0035] 1 机架 ;2 预处理部 ;3 重建处理部 ;4 数据处理部 ;41 投影数据变换部 ;42 图像形成部 ;43 物质确定部 ;5 控制部 ;6 显示部 ;7 操作部 ;8 像素值比算出部 ;9 物质确定部 ;10 确定图像形成部 ;11 确定控制部。

具体实施方式

[0036] 参照图面说明实施方式的 X 射线 CT 装置、物质确定方法及图像处理装置。以下的实施方式中,以被检体(患者)作为对象物,但是对象物不限于此。

[0037] < 第 1 实施方式 >

[0038] [构成]

[0039] 该实施方式的 X 射线 CT 装置的概略构成如图 1 所示。该 X 射线 CT 装置具备机架 1、预处理部 2、重建处理部 3、数据处理部 4。另外,图示虽然省略,该实施方式的 X 射线 CT 装置与一般的装置同样,设置有床、控制台、高电压发生装置等。

[0040] (机架 1)

[0041] 机架 1 用于通过 X 射线扫描被检体。机架 1 与一般的装置同样,设置有互相相对配置的 X 射线管及 X 射线检测器、使它们旋转的旋转机构、滑环机构、倾斜机构、数据收集部

(Data Acquisition System:DAS)等。机架1使X射线管及X射线检测器旋转的同时,用X射线扫描被检体。由X射线检测器得到的检测数据通过数据收集部进行收集,发送到预处理部2。

[0042] 特别地,机架1可以实施用能量不同的2个X射线束分别进行扫描的手法,即双能量CT。X射线的能量依赖于高电压发生装置向X射线管施加的电压(管电压)。作为双能量CT的手法,有Slow-kV Switching方式、Dual Source方式、Fast-kV Switching方式等。所谓Slow-kV Switching方式是用第1管电压进行了扫描后,用第2管电压进行扫描的方式(双旋转方式)。Dual Source方式是采用具备2个X射线管的机架,向这些X射线管施加不同的管电压而进行扫描的方式(双管方式)。Fast-kV Switching方式是使X射线管及X射线检测器一边旋转,一边对每个视图切换管电压的方式(高速开关方式)。

[0043] (预处理部2)

[0044] 预处理部2对从机架1送来的检测数据实施规定的预处理(图像重建处理前进行的处理)。作为该预处理,有计算数据的对数的处理、参考校正、水校正、射束硬化校正、体动校正等。由预处理部2生成的数据称为投影数据。由预处理部2生成的投影数据被发送到重建处理部3、数据处理部4。机架1及预处理部2“生成部”的一个例子而发挥作用。

[0045] (重建处理部3)

[0046] 重建处理部3通过对预处理部2生成的投影数据实施重建处理,生成被检体的图像数据。重建处理是从投影数据对被检体的X射线吸收系数的分布进行逆运算的运算处理。作为该运算处理,有2维傅里叶变换法、卷积反投影法、扇束卷积反投影法等。

[0047] 另外,重建处理部3也可以构成为对通过数据处理部4获得的投影数据实施重建处理而生成图像数据。该处理将随后叙述。

[0048] (数据处理部)

[0049] 数据处理部4通过对由预处理部2生成的投影数据实施规定的数据处理,来确定被检体所包含的物质的类别。

[0050] 在数据处理部4设置有投影数据变换部41、图像形成部42、物质确定部43。另外,投影数据变换部41作为“变换部”的一个例子、图像形成部42作为“图像形成部”的一个例子、物质确定部43作为“确定部”的一个例子而分别发挥作用。

[0051] (投影数据变换部41)

[0052] 投影数据变换部41将通过双能量CT的手法获得的第1及第2投影数据变换为与预定的2个基准物质对应的2个投影数据。作为该处理的一个例子,投影数据变换部41采用专利文献1记载的手法,将第1及第2投影数据分别表现为与2个基准物质对应的预定的2个基准值、以及该2个投影数据所组成的线性组合。即,该线性组合中的2个系数成为目标的2个投影数据。该处理例的详细情况将随后叙述。

[0053] (图像形成部42)

[0054] 图像形成部42通过将由投影数据变换部41获得的2个投影数据分别进行重建,形成与2个基准物质对应的2个基准物质图像。基准物质图像表示对象物内的线衰减系数的分布。线衰减系数表示入射X射线通过单一厚度的物质时衰减的能量的比例。由该重建处理获得的信息是2个基准值的系数和2个基准物质图像组成的线性组合图像。即,该线性组合图像中的2个系数成为目标的2个基准物质图像(重建图像)。

[0055] 该重建处理以与重建处理部 3 同样的要领进行。另外,也可以取代图像形成部 42,由重建处理部 3 进行该重建处理。该情况下,不需要图像形成部 42。图像形成部 42 或重建处理部 3 执行的处理的例子的详细情况将随后叙述。

[0056] 另外,2 个基准值用于将投影数据的线衰减系数表示为线性组合。2 个基准值也可以是 2 个基准物质的线衰减系数。另外,2 个基准值也可以是任意的值。

[0057] (处理例)

[0058] 作为上述的处理例,说明专利文献 1 记载的手法。由预处理部 2 生成的第 1 投影数据(高能量侧)用 g_H 表示,第 2 投影数据(低能量侧)用 g_L 表示。投影数据变换部 41 通过对这些投影数据 g_H 、 g_L 实施下式(1)所示的变换,生成 2 个投影数据 L_1 、 L_2 。

[0059] [式 1]

$$[0060] \begin{pmatrix} L_1 \\ L_2 \end{pmatrix} = D^{-1} \begin{pmatrix} -\frac{1}{\mu_2} & -\frac{1}{\mu_1} \\ \mu_2 & \mu_1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} g_H \\ g_L \end{pmatrix} \quad (1)$$

[0061] 其中：

[0062] D 表示下式(2)的右边的 2×2 矩阵的矩阵式；

[0063] $\langle \mu \rangle_{1,2}^{H,L}$ 表示专利文献 1 记载的能量平均化线衰减系数。

[0064] [式 2]

$$[0065] \begin{pmatrix} g_H \\ g_L \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{1}{\mu_1} & \frac{1}{\mu_2} \\ \mu_1 & \mu_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} L_1 \\ L_2 \end{pmatrix} \quad (2)$$

[0066] 图像形成部 42 通过分别重建式(2)所示 2 个投影数据 L_1 、 L_2 ,形成与 2 个基准物质对应的 2 个基准物质图像(下式(3)的 c_1 、 c_2)。任意的物质的线衰减系数 μ 如下式(3)所示,表现为采用了 2 个基准值 μ_1 、 μ_2 和 2 个基准物质图像 c_1 、 c_2 的线性组合(线性组合图像)。

[0067] [式 3]

$$[0068] \mu(E, x, y) = \mu_1(E) c_1(x, y) + \mu_2(E) c_2(x, y) \dots \dots \dots (3)$$

[0069] 其中：

[0070] E 表示 X 射线的能量；

[0071] $\mu_1(E)$ 表示能量 E 中的第 1 基准物质的线衰减系数(基准值)；

[0072] $\mu_2(E)$ 表示能量 E 中的第 2 基准物质的线衰减系数(基准值)；

[0073] $c_1(E, x, y)$ 表示位于坐标(x, y)的像素中的第 1 基准物质的存在率；

[0074] $c_2(E, x, y)$ 表示位于坐标(x, y)的像素中的第 2 基准物质的存在率。

[0075] 基准物质图像(存在率) c_1 及 c_2 是将任意的物质的线衰减系数 μ 表示为 2 个基准物质的线衰减系数 μ_1 及 μ_2 的函数时的系数,是表示该任意的物质与各基准物质的类似程度的指标。

[0076] 以下,特别以第 1 基准物质为造影剂(碘浓度 50[mgI/ml])、第 2 基准物质为水的情况为例进行说明。

[0077] (物质确定部 43)

[0078] 物质确定部 43 根据由图像形成部 42 形成的 2 个基准物质图像的相关,确定对象物质的类别。另外,所谓对象物质表示该实施方式中作为类别的确定处理的对象的物质。应

用上述处理例的情况下,物质确定部 43 首先对于规定的对象物质,根据 2 个基准值 μ_1 及 μ_2 来决定预定的坐标系中的与 2 个基准物质图像 c_1 及 c_2 对应的坐标。而且,物质确定部 43 对于规定的多个物质,根据预定的上述坐标系中的多个坐标和与由前级的处理决定的 2 个基准物质图像 c_1 及 c_2 对应的坐标,来确定对象物质的类别。

[0079] 对于上述坐标系,可将其任意设定。作为一个例子,可应用如图 2 所示的以 2 个存在率 c_1 及 c_2 为基的 2 维坐标系。该坐标系将作为第 1 基准物质的造影剂的存在率 c_1 设为纵轴,将作为第 2 基准物质的水的存在率 c_2 设为横轴。

[0080] 对于该坐标系中的坐标,按纵轴的坐标、横轴的坐标的顺序记载。即,该坐标系中的坐标记载为 (c_1, c_2) 。作为纵轴中的基准的坐标 $P(1, 0)$ 、即纵轴方向中的基,应用造影剂的存在率 c_1 与 100% 相当的矢量。另外,作为横轴中的基准的坐标 $Q(0, 1)$ 、即横轴方向中的基,应用水的存在率 c_2 与 100% 相当的矢量。

[0081] 物质确定部 43 将由图像形成部 42 获得的线性组合图像中的基准物质图像的组 (c_1, c_2) 作为该坐标系的坐标进行处理。

[0082] 另外,本例中,以基准物质图像的组和坐标成为相同的表现的方式来设定坐标系(基),但是不限于此。例如,可以通过对 c_1 、 c_2 乘以系数而应用使坐标轴伸缩了的坐标系。另外,本例中,向纵轴分配 c_1 ,向横轴分配 c_2 ,但是也可以反过来。而且,也可以采用斜交坐标系等的其他坐标系来代替本例的正交坐标系。即,该实施方式中的坐标系只要可以表示线性组合图像中的 2 个基准物质图像的相关即可,其具体的形态是任意的。

[0083] 供给由物质确定部 43 进行的处理的上述“多个物质”可以是任意的物质。另外,其个数也任意。图 2 所示例中,造影剂和水相当于多个物质。本例中,“多个物质”和基的生成中采用的物质相同,但是不限于此。作为其一个例子,将造影剂 and 水的 2 个物质作为“基准物质”,将造影剂、水、碳酸钙、脂肪及尿酸的 5 个物质作为“多个物质”而应用的情况将随后叙述。

[0084] 与多个物质对应的坐标的取得方法也是任意的。作为其例子,有实际进行该物质的测定而求出坐标的方法、还考虑其他物质的线衰减系数而算出坐标的方法等。

[0085] 例如,通过用 X 射线扫描该物质而生成投影数据,将基于此的各个像素的线衰减系数表现为线性组合,决定与该系数的组对应的坐标来进行前者的方法。

[0086] 以下说明后者的方法。由于各物质的线衰减系数已知,因此通过将不同的 2 个能量对应的线衰减系数分别代入上述的式(3),获得以下的联立方程式(4a)、(4b)。

[0087] [式 4]

$$[0088] \quad \mu(E_{\text{Low}}) = \mu_1(E_{\text{Low}})c_1 + \mu_2(E_{\text{Low}})c_2 \dots \dots \dots (4a)$$

$$[0089] \quad \mu(E_{\text{High}}) = \mu_1(E_{\text{High}})c_1 + \mu_2(E_{\text{High}})c_2 \dots \dots \dots (4b)$$

[0090] 其中：

[0091] E_{Low} 、 E_{High} 表示 2 种 X 射线能量；

[0092] $\mu(E_{\text{Low}})$ 表示低侧的能量 E_{Low} 中的该物质的线衰减系数；

[0093] $\mu(E_{\text{High}})$ 表示高侧的能量 E_{High} 中的该物质的线衰减系数。

[0094] 该联立方程式(4a)、(4b)中未知数是 c_1 和 c_2 的 2 个,所以通过对其进行求解,可以算出系数的组 c_1 、 c_2 。然后,根据该系数的组,获得目标的坐标。

[0095] 物质确定部 43 根据对于这样取得的多个物质的多个坐标、以及对于对象物质由

物质确定部 43 决定的坐标,来确定该对象物质的类别。作为该处理的一个例子,物质确定部 43:(1) 求出基于该多个坐标的坐标系内的区域,(2) 根据对于该区域的对象物质的坐标的位置,来确定对象物质的类别。以下,说明采用连结多个坐标的图形作为坐标系内的区域的情况。这里,除了特别必要的情况,不必实际显示由(1)获得的区域(图形等)。以下的说明中,为了帮助理解实施方式,只不过是采用所显示的图形。以下说明的坐标系内的区域也同样。另外,坐标系内的区域相当于该坐标系中的坐标的集合,图形相当于位于该区域本身、其外周线的坐标的集合。

[0096] 以下说明求出作为坐标系内的区域的图形的处理。图 2 所示例中,作为上述多个坐标,应用造影剂的坐标和水的坐标。物质确定部 43 求出连结这些坐标的线段 L1 作为目标的图形。

[0097] 一般,线段的公式通过根据 2 个坐标来算出通过它们的直线的公式(即斜率和截距)并抽出该直线中以该 2 个坐标为两端的部分而获得。考虑 3 个以上的坐标而求出 2 个以上的线段时,对任意的 2 个坐标的组合进行同样的运算即可。

[0098] 现在,线段 L1 上的坐标与造影剂的碘浓度对应。例如,线段 L1 上的坐标 P1、P2、P3、P4、P5 分别与碘浓度 25[mgI/ml]、20[mgI/ml]、15[mgI/ml]、10[mgI/ml]、5[mgI/ml] 对应。另外,如前所述,坐标 P 与 50[mgI/ml] 对应,坐标 Q 与 0[mgI/ml](单纯的水)对应。即,在线段 L1 上,接近坐标 P 时碘浓度增加,接近坐标 Q 时碘浓度减少。

[0099] 这样,通过采用水作为多个物质的一个,可以将物质的浓度表示为图形。例如,采用造影剂、水、碳酸钙、脂肪及尿酸的 5 个物质时的图形的例子如图 3 所示。

[0100] 图 3 表示了造影剂的坐标 P、水的坐标 Q、碳酸钙的坐标 R、脂肪的坐标 S、尿酸的坐标 T。另外,连结坐标 P 和坐标 Q 的线段 L1 相当于造影剂的碘浓度,连结坐标 R 和坐标 Q 的线段 L2 相当于碳酸钙的浓度,连结坐标 S 和坐标 Q 的线段 L3 相当于脂肪的浓度,连结坐标 T 和坐标 Q 的线段 L4 相当于尿酸的浓度。各线段 L1 ~ L4 中,越接近坐标 Q,浓度越低,越远离坐标 Q,浓度越高。

[0101] 另外,从图 3 可知,4 个线段 L1 ~ L4 仅仅相互在坐标 Q 交差。这表示除了相当于浓度 0(单纯的水)的坐标 Q 以外,线段 L1 ~ L4 相互分离,即与 4 个物质(造影剂、碳酸钙、脂肪及尿酸)对应的坐标在该坐标系中相互分离。换言之,如果该坐标系中的线段的位置不同,则与之对应的物质也不同。

[0102] 通过利用这样的图形,物质确定部 43 根据由物质确定部 43 决定的对象物质的坐标和图形的位置关系,来确定该对象物质的类别。

[0103] 以将图 3 所示线段 L1 ~ L4 用作图形的情况为例进行说明,物质确定部 43 首先判断对象物质的坐标是否位于这些线段 L1 ~ L4 中的一个之上。

[0104] 在判断为对象物质的坐标位于线段 Li(i=1 ~ 4 之一)上的情况下,物质确定部 43 根据该线段 Li 中的该坐标的位置,来确定对象物质的类别。该类别不仅包含对象物质的物质名,也包含其浓度(即对象物质和水的成分比)。

[0105] 另外,也可以构成为仅仅确定物质名。该情况下,仅仅确定对象物质的坐标所位于的线段 Li 即可。

[0106] 另一方面,在判断为对象物质的坐标都不位于任一线段 L1 ~ L4 上的情况下,物质确定部 43 获得该对象物质与相当于这些线段 L1 ~ L4 的物质的任一个都不符合的结果。

[0107] 对 3 个以上的基准物质获得坐标的情况下,作为坐标系内的区域,可以形成连结这些坐标而成的多角形。由该多角形规定的区域相当于这些基准物质的混合物。另外,所谓该混合物意味着将各基准物质的成分比设为 0 ~ 100%,全部基准物质的成分比之和设为 100% 时定义的物质。因此,该混合物中也包含仅将 3 个以上的基准物质中的一个或 2 个作为成分的物质。仅将一个基准物质作为成分的物质相当于多角形的顶点,仅将 2 个基准物质为成分的物质相当于多角形的边。

[0108] 作为采用 3 个以上的基准物质时的例子,说明将造影剂、水和碳酸钙的 3 个作为基准物质的情况。该情况下,如图 4 所示,获得以相当于造影剂、水、碳酸钙的坐标 P、Q、R 为顶点的多角形(三角形)A。相当于多角形 A 的边 PQ (线段 L1) 及 QR (线段 L2) 的区域分别如前所述,表示造影剂的浓度及碳酸钙的浓度。另外,相当于边 PR (线段 L5) 的区域表示造影剂和碳酸钙的混合物中的造影剂和碳酸钙的成分比。边 PR 中,越接近顶点 P,造影剂的成分比越增大,越接近顶点 R,碳酸钙的成分比越增大。

[0109] 另外,多角形 A 的内部区域,即从多角形 A 上的区域去除了线段 L1、L2、L5 的区域,相当于这 3 个基准物质全部的混合物。对于该内部区域中的坐标,也是越接近顶点 P,造影剂的成分比越增大,越接近顶点 R,碳酸钙的成分比越增大。而且,越接近相当于水的顶点 Q,该混合物的浓度越少。

[0110] 物质确定部 43 判断所决定的对象物质的坐标是否位于多角形上。在判断为该坐标位于多角形的外部的情况下,物质确定部 43 判断为该对象物质不是该多角形对应的混合物。

[0111] 另一方面,在判断为该坐标位于多角形上的情况下,物质确定部 43 判断为该对象物质是该混合物。而且,物质确定部 43 根据该对象物质的坐标的位置,求出构成该对象物质的 3 个以上的基准物质的成分比。

[0112] 另外,以上的例中,未考虑 X 射线 CT 装置的测定误差,因此,假定相当于各物质的坐标被唯一决定。该测定误差起因于装置的机械误差(公差等)、噪音的混入等。以下,说明考虑测定误差时的处理。另外,在测定误差足够小等可以容许的情况下,应用上述的处理即可。

[0113] 说明考虑测定误差时的一个例子。首先,通过对各种物质进行反复测定,取得对于各物质的坐标的分布。该分布信息例如是混入到由该 X 射线 CT 装置获得的投影数据的噪音的标准偏差信息。该分布信息存储在物质确定部 43。

[0114] 造影剂、水及碳酸钙的各自的坐标的分布的例子如图 5 所示。关于造影剂的坐标的分布范围用 Pa 表示,关于水的坐标的分布范围用 Qa 表示,关于碳酸钙的坐标的分布范围用 Ra 表示。

[0115] 物质确定部 43 根据标准偏差信息,求出包含与该物质对应的图形的 2 维区域。以下说明该处理的一个例子。首先,物质确定部 43 求出连结分布范围 Pa 和分布范围 Qa 的 2 条线段 L1a、L1b。作为线段 L1a、L1b,例如,采用与分布范围 Pa、Qa 的双方相接,且相互不交差的线段。从而,获得由分布范围 Pa、Qa 及线段 L1a、L1b 包围的区域 B。同样,获得由分布范围 Ra、Qa 及线段 L2a、L2b 包围的区域 C。

[0116] 区域 B 用作反映了测定误差的造影剂的浓度的坐标的分布范围。根据线段 L1 使区域 B 中不在线段 L1 上的坐标与浓度的值相对应。作为该相对应的例子,可以求出线段 L1

上的各位置中与线段 L1 正交的直线,相等地设定位于该直线上的坐标的浓度。对于表示反映了测定误差的碳酸钙的浓度的分布范围的区域 C,也同样设定浓度。

[0117] 物质确定部 43 根据所决定的对象物质的坐标和区域 B、C 的位置关系,来确定该对象物质的类别。例如,在对象物质的坐标位于区域 B 上的情况下,物质确定部 43 确定该对象物质是造影剂,而且,根据该坐标和设定在区域 B 上的坐标的浓度,来确定该对象物质的浓度。

[0118] [动作]

[0119] 说明该实施方式的 X 射线 CT 装置的动作。该 X 射线 CT 装置的动作例子如图 6 所示。另外,由于装置各部的动作的详细情况已上述,这里仅进行简单说明。

[0120] (S1)

[0121] 首先,用机架 1 进行基于双能量 CT 的摄影。预处理部 2 将由机架 1 收集的数据变换为投影数据。从而,生成能量不同的第 1 及第 2 投影数据。第 1 及第 2 投影数据发送到数据处理部 4。

[0122] (S2)

[0123] 投影数据变换部 41 通过将基于由步骤 1 生成的各投影数据的各个像素的线衰减系数表现为 2 个基准物质的线衰减系数的线性组合,进行基于 2 个基准物质的各投影数据的分解。通过该步骤 2,第 1 及第 2 投影数据变换为与 2 个基准物质对应的 2 个投影数据。

[0124] (S3)

[0125] 而且,图像形成部 42 通过重建由步骤 2 获得的线性组合,形成线性组合图像。从而,获得 2 个基准物质图像。

[0126] (S4)

[0127] 物质确定部 43 求出由步骤 3 获得的 2 个基准物质图像的相关。上述的例子中,对于 2 个基准物质图像的各像素(x,y),获得规定的 2 维坐标系中的对应的坐标($c_1(x,y)$, $c_2(x,y)$)。

[0128] (S5)

[0129] 物质确定部 43 根据步骤 4 获得的相关,将对象物质分解为 2 个基准物质。上述的例子中,对象物质分解为造影剂和水等。

[0130] (S6)

[0131] 物质确定部 43 根据步骤 5 的分解结果,来确定对象物质的类别。该确定结果在例如显示于未图示显示器。另外,该确定结果存储在 X 射线 CT 装置的存储装置、网络上的存储装置。

[0132] [作用·效果]

[0133] 以下说明该实施方式的 X 射线 CT 装置的作用和效果。

[0134] 该 X 射线 CT 装置通过机架 1 及预处理部 2 来生成投影数据。特别地说,通过双能量 CT,即、通过用能量不同的第 1 及第 2X 射线分别扫描对象物,来生成第 1 及第 2 投影数据。

[0135] 而且,该 X 射线 CT 装置具备投影数据变换部 41、图像形成部 42、物质确定部 43。投影数据变换部 41 将第 1 及第 2 投影数据变换为与预定的 2 个基准物质对应的 2 个投影数据(新的投影数据)。图像形成部 42 通过分别重建 2 个投影数据,形成与 2 个基准物质对

应的 2 个基准物质图像。物质确定部 43 根据 2 个基准物质图像的相关,来确定对象物质的类别。

[0136] 作为上述的变换处理,投影数据变换部 41 也可以构成为将第 1 及第 2 投影数据分别表现为由与 2 个基准物质对应的预定的 2 个基准值和 2 个投影数据所组成的线性组合。

[0137] 另外,图像形成部 42 也可以构成为通过重建该线性组合,形成由 2 个基准值和 2 个基准物质图像组成的线性组合图像。

[0138] 另外,物质确定部 43 也可以构成为,对于对象物质,决定根据 2 个基准值预定的坐标系中的与 2 个基准物质图像对应的坐标,且,根据对于多个物质预先获得的坐标系中的多个坐标和所决定的坐标,来确定该对象物质的类别。

[0139] 另外,对于第 1 及第 2X 射线的各自的能量,2 个基准值可以是预定的 2 个基准物质的线衰减系数。而且,坐标系可以是由基于 2 个基准物质的线衰减系数的 2 个基展开的 2 维坐标系。

[0140] 另外,物质确定部 43 也可以构成为,根据对于基于多个坐标的坐标系内的区域的对象物质的坐标的位置,来确定对象物质的类别。

[0141] 另外,多个物质包含第 1 及第 2 物质时,物质确定部 43 也可以构成为,将连结坐标系中的第 1 物质的坐标和第 2 物质的坐标的线段作为该坐标系内的区域而求出,而且,对象物质的坐标位于该线段上时,根据该位置,求出第 1 物质和第 2 物质的成分比。

[0142] 另外,多个物质包含 3 个以上的物质时,物质确定部 43 也可以构成为,将连结坐标系中的 3 个以上的物质的坐标的多角形作为上述坐标系内的区域而求出,对象物质的坐标位于该多角形上时,根据该位置,求出 3 个以上的物质的成分比。

[0143] 这里,上述的例子中,考虑 3 个以上的物质的坐标时的上述坐标系内的区域不限于多角形。该情况下的上述坐标系内的区域一般可以是基于 3 个以上的物质的坐标的图形,即考虑这些坐标而形成的任意的图形。例如,可以将通过或包含 3 个以上的物质的坐标的图形用作上述坐标系内的区域。该例子中,图形的外周线不必是直线,另外,物质的坐标也不必处于该图形的外周线上。对象物质的坐标位于图形上的情况下,根据该位置,算出 3 个以上的物质的成分比。

[0144] 另外,多个物质中的一个为水时,物质确定部 43 也可以构成为,将对第 1 及第 2 对象物质所决定的第 1 及第 2 坐标的每一个与水的坐标连结而成的 2 个线段作为坐标系内的区域而求出,根据这些线段的位置关系,来确定第 1 对象物质和第 2 对象物质是否为同种。

[0145] 另外,物质确定部 43 也可以构成为,预先存储混入投影数据的噪音的标准偏差信息,根据该标准偏差信息,求出包含坐标系内的区域的 2 维区域,根据相对于该 2 维区域的对象物质的坐标的位置,来确定该对象物质的类别。

[0146] 根据这样的 X 射线 CT 装置,可以将对象物质的特性表现为规定的坐标系中的坐标,根据该坐标和关于多个物质的多个坐标,来确定对象物质的类别。从而,即使是 CT 值比相近的物质,也可以通过参照坐标来进行更高精度的识别。

[0147] 另外,通过应用采用了上述坐标系内的区域的构成,可以求出构成对象物质的物质的成分比。而且,通过参照上述坐标系内的区域,可以判别 2 个以上的对象物质分别是同种还是异种。

[0148] 另外,通过应用考虑噪音的影响的构成,可以进行更高精度、更高准确率的物质的

确定、成分比的确定、对象物质的分离等。

[0149] < 第 2 实施方式 >

[0150] 该实施方式的 X 射线 CT 装置的概略构成如图 7 所示。该 X 射线 CT 装置包含通过第 1 实施方式说明了的构成。该 X 射线 CT 装置具备机架 1、预处理部 2、重建处理部 3、数据处理部 4、控制部 5、显示部 6、操作部 7。数据处理部 4 设置有投影数据变换部 41、图像形成部 42、物质确定部 43。与第 1 实施方式相同构成的部分只要没有特别说明,具有与第 1 实施方式同样的功能。

[0151] 设为基准物质的一个是水。另外,物质确定部 43 如在第 1 实施方式中所说明那样,求出连结对象物质的坐标和水的坐标的线段(参照图 2 等)。该线段表示对象物质和水的混合物中的成分比,即对象物质的浓度。

[0152] 数据处理部 4 通过对对象物(被检体等)的摄影区域的各位置应用第 1 实施方式的处理,求出摄影区域中的对象物质的分布。该分布信息被输入到重建处理部 3。另外,分布信息包含表示摄影区域中的对象物质的存在位置的信息和表示浓度的信息。

[0153] 接受了分布信息和投影数据的重建处理部 3,通过对投影数据中的对象物质的分布区域实施重建处理,形成表示对象物质的分布(例如浓度的分布)的分布图像。作为该处理的一个例子,重建处理部 3 根据表示分布信息的对象物质的存在位置,来确定与该存在位置对应的像素。然后,重建处理部 3 根据投影数据,仅仅对所确定的像素重建图像。作为其他处理,重建处理部 3 根据投影数据来进行通常的重建处理,由此获得的图像中仅仅抽出与上述存在位置对应的像素。通过这些手法获得的重建图像是上述的分布图像。

[0154] 控制部 5 接受表示对象物质的浓度的线段上的位置的指定,以与该指定位置相应的形态在显示部 6 显示分布图像。以下说明该处理。

[0155] 在该 X 射线 CT 装置设置有用用于变更对象物质的浓度的用户接口。该用户接口可以根据软件在显示部 6 显示,也可以是硬件。作为硬件,有拨号盘、滑动条等。采用软件时,例如,可以构成为使显示部 6 显示模仿拨号盘、滑动杆的图像,通过操作部 7 对其进行操作。

[0156] 作为采用软件时的具体例,控制部 5 根据图 2 所示图形,使显示部 6 显示图 8 所示图像。该图像包含图 2 所示坐标系、线段图像 D、滑块 E。在坐标系的坐标轴附有表示物质名的字符串“造影剂”、“水”。线段图像 D 表示线段 L1。滑块 E 设为可在线段图像 D 上移动(参照图中的两侧箭头)。滑块 E 通过例如操作部 7 的鼠标进行的拖动操作来移动。

[0157] 用户通过移动滑块 E 到期望的位置,来进行造影剂的浓度的指定。更具体地说,线段图像 D 和线段 L1 预先相对应,控制部 5 指定与滑块 E 的位置对应的线段 L1 的位置,即造影剂的浓度。控制部 5 根据指定的浓度,变更分布图像的显示形态。作为显示形态的变更处理,有变更像素值(辉度、颜色等)的处理和变更图案的处理等。

[0158] 存在多个分布图像时,可对各分布图像进行浓度的指定。该情况下,用户采用例如定位装置来指定期望的分布图像。控制部 5 在所指定的分布图像中与规定的浓度对应的位置显示滑块 E。用户使滑块 E 移动到期望的位置。控制部 5 根据移动后的滑块 E 的位置,来变更该分布图像的显示形态。

[0159] 作为浓度的变更处理,也可以采用输入数值的方法。该情况下,控制部 5 使显示部 6 显示用于输入对象物质的浓度信息的输入区域。用户采用操作部 7 (例如键盘),向输入区域输入期望的浓度的值。输入区域也可以是例如下拉菜单那样,可以从浓度的多个选择

项选择期望的选择项。

[0160] 浓度比初始值提高时的分布图像有时也被称作强调图像。另外,浓度比初始值降低时的分布图像有时也被称作抑制图像。

[0161] 说明强调图像及抑制图像的例子。图 9A 表示作为 60keV 的单色 X 射线图像的分布图像(原图像)G0。另外,图 9A (表示图像的以下的图也同样)中,实际的图像和显示辉度被反转。即,实际的图像中,对象物质的浓度越高,显示辉度越高,而图 9A 中,浓度越高,显示辉度越低。

[0162] 单色 X 射线图像用下式(5)定义。

[0163] [式 5]

$$[0164] \quad CTnumber(E, x, y) = 1000 \times \frac{\mu(E, x, y) - \mu_{\text{water}}(E, x, y)}{\mu_{\text{water}}(E, x, y)} \quad (5)$$

[0165] 其中：

[0166] CTnumber 表示 CT 值；

[0167] μ 表示式(5)所示对象物质的线衰减系数；

[0168] μ_{water} 表示水的线衰减系数。

[0169] 在原图像 G0 描绘了各种浓度的造影剂的分布图像 H01、H02、H03、H04、H05。分布图像 H01、H02、H03、H04、H05 分别相当于浓度 25[mgI/ml]、20[mgI/ml]、15[mgI/ml]、10[mgI/ml]、5[mgI/ml]。

[0170] 图 9B 表示基于原图像 G0 的强调图像 G1。在强调图像 G1 描绘了分别与原图像 G0 中的分布图像 H01、H02、H03、H04、H05 对应的分布图像 H11、H12、H13、H14、H15。各分布图像 H1i (i=1 ~ 5) 表示提高了分布图像 H0i 所示浓度的状态。

[0171] 图 9C 表示基于原图像 G0 的抑制图像 G2。在抑制图像 G2 描绘了分别与原图像 G0 中的分布图像 H01、H02、H03、H04、H05 对应的分布图像 H21、H22、H23、H24、H25。各分布图像 H2i (i=1 ~ 5) 表示降低了分布图像 H0i 所示浓度的状态。

[0172] 说明这样的强调图像 G1 及抑制图像 G2 的生成方法。首先,控制部 5 确定坐标位于表示造影剂的浓度的线段 L1 (参照图 2) 上的像素。接着,控制部 5 对于所确定的各像素,通过将式(3)所示造影剂的存在率 c_1 设定成 1000,将水的存在率 c_2 设定成 0,将其代入式(2a)、(2b),来生成强调图像 G1。另外,控制部 5 通过将造影剂的存在率 c_1 设定成 0,将水的存在率 c_2 设定成 1000,将这些代入式(2a)、(2b),来生成抑制图像 G2。控制部 5 使显示部 6 显示所生成的强调图像 G1、抑制图像 G2。

[0173] 接着,说明浓度的算出方法的例子。如前述,坐标系中的线段表示物质和水的混合物,线段上的位置相当于浓度。图 2 所示情况下,表示造影剂的浓度的线段 L1 处于斜率为 -1,截距为 1 的直线上,因此,造影剂的浓度可以下式算出。

[0174] [式 6]

[0175]

$$\text{造影剂浓度 [mgI/ml]} = \frac{c_1}{c_1 + c_2} \times 50 \text{ [mgI/ml]} \quad (6)$$

[0176] 图 10 示意性地示出了将抽出坐标位于表示造影剂的浓度的线段 L1 上的系数 $c_1(x, y)$ 、 $c_2(x, y)$ 并用式(6)算出的浓度进行彩色显示时的显示形态的一个例子。在分布

图像 G 描绘了 5 个分布图像 H1、H2、H3、H4、H5。各分布图像 H_i ($i=1 \sim 5$) 用与其浓度相应的颜色显示。浓度和显示颜色的关系由颜色条 J 表示。另外,对多个物质的浓度进行彩色显示时,也可以构成为对各个物质通过不同的颜色来显示分布图像。

[0177] 说明该实施方式的 X 射线 CT 装置的作用及效果。

[0178] 该实施方式的 X 射线 CT 装置除了第 1 实施方式的作用,还具有如下所示作用。另外,物质之一是溶剂(例如水)。物质确定部 43 求出连结对象物质的坐标和溶剂的坐标的线段。重建处理部 3 通过对投影数据中的对象物质的分布区域实施重建处理,形成表示对象物质的分布的分布图像。控制部 5 (显示图像生成部)接受线段上的位置的指定,生成与该指定位置相应的形态的分布图像(显示图像),在显示部 6 显示。

[0179] 另外,通过控制部 5 使显示部 6 显示表示线段的线段图像,而且,接受用操作部 7 指定该线段图像上的位置的情况,控制部 5 可以构成为确定与该指定位置对应的线段上的位置,以与该确定位置相应的形态来显示分布图像。

[0180] 另外,使显示部 6 显示用于输入物质的浓度信息的输入区域,而且,接受用操作部 7 向输入区域输入对象物质的浓度信息的情况,控制部 5 (浓度算出部、显示图像生成部)可以构成为确定与该浓度信息对应的线段上的位置,生成并显示与该确定位置相应的形态的分布图像。

[0181] 另外,控制部 5 可构成为根据线段上的指定位置来变更分布图像的显示颜色。另外,控制部 5 可构成为根据由物质确定部 43 所确定的对象物质的类别来变更分布图像的显示颜色。而且,控制部 5 也可以构成为根据对象物质的类别和线段上的指定位置的双方来变更分布图像的显示颜色。

[0182] 根据这样的 X 射线 CT 装置,除了第 1 实施方式的效果,还可以形成并显示强调图像、抑制图像。另外,由于可以在视觉上表现物质的浓度,所以可进行浓度的直观理解。

[0183] 另外,上述的例子中,说明了求出连结对象物质的坐标和溶剂的坐标的线段而形成对象物质的分布图像的情况,但是也可以应用溶剂以外的物质而进行同样的处理。例如,通过求出连结前述的“多个物质”中的一个物质的坐标和对象物质的坐标的线段,而且,对投影数据中的对象物质的分布区域实施重建处理,来形成分布图像。该分布图像表示对象物质及一个物质的分布。即,获得表现 2 个物质的分布的单一的分布图像。

[0184] < 第 3 实施方式 >

[0185] 第 1 实施方式说明的方法中,连结第 1 物质的坐标和水的坐标的第 1 线段与连结第 2 物质的坐标和水的坐标的第 2 线段相近时,难以判别这些物质。另一方面,非专利文献 1 记载的方法中,第 1 物质的 CT 值和第 2 物质的 CT 值相近时,难以判别这些物质。

[0186] 因而,该实施方式中,通过兼用这 2 个方法,提供能够更可靠地进行物质判别的技术。另外,该实施方式中,利用专利文献 1 记载的技术,还说明形成有效原子序数图像、密度图像及单色 X 射线图像的处理。

[0187] 图 11 中示出了该实施方式的 X 射线 CT 装置的概略构成。该 X 射线 CT 装置包含通过第 1 实施方式说明了的构成。另外,虽然图示省略,但是该 X 射线 CT 装置还可以包含第 2 实施方式中说明了的构成。

[0188] 该 X 射线 CT 装置具备机架 1、预处理部 2、重建处理部 3、数据处理部 4、像素值比算出部 8、物质确定部 9、确定图像形成部 10、确定控制部 11。数据处理部 4 中设置有投影

数据变换部 41、图像形成部 42、物质确定部 43。另外,物质确定部 9 和确定控制部 11 分别作为“确定部”的一个例子而发挥作用。

[0189] 与第 1 实施方式相同构成的部分只要没有特别说明,就具有与第 1 实施方式同样的功能。另外,第 1 实施方式说明的物质确定处理由数据处理部 4 执行,非专利文献 1 所述的物质确定处理由像素值比算出部 8 及物质确定部 9 执行。

[0190] 重建处理部 3 通过对由双能量 CT 获得的第 1 及第 2 投影数据分别实施重建处理,形成第 1 及第 2 图像。

[0191] 像素值比算出部 8 如非专利文献 1 所述,算出第 1 及第 2 图像中的像素值(CT 值)之比。该处理在第 1 图像和第 2 图像之间进行像素的对应,算出所对应的 2 个像素的 CT 值的比。

[0192] 物质确定部 9 通过采用非专利文献 1 所述的方法,根据由像素值比算出部 8 所算出的 CT 值比来确定对象物质的类别。

[0193] 以下,作为具体例子,说明尿酸、软骨及软组织混合状况下确定尿酸的情况。对这些物质获得的 CT 值比的分布的例子如图 12 所示。本例中,设为用管电压 80kV 及 135kV 进行基于双能量 CT 的摄影。图 12 中,在 x 轴取管电压 80kV 的 CT 值,在 y 轴取管电压 135kV 的 CT 值。从而,通过原点和任意的坐标的直线的斜率相当于 CT 值比。

[0194] 分布区域 K1、K2、K3 分别表示尿酸、软骨、软组织的分布。从分布区域 K1、K2、K3 的位置关系可知,尿酸和软骨的 CT 值比不同,可进行相互的判别,而尿酸和软组织中,CT 值比相近,所以难以判别。另外,直线 M1、M2 分别表示尿酸的 CT 值比的最大值和最小值。

[0195] 另一方面,图 13 表示通过第 1 实施方式说明了的方法所获得的尿酸、软骨及软组织的坐标的分布的例子。另外,纵轴及横轴分别根据造影剂及水来设定。分布区域 N1、N2、N3 分别表示尿酸、软骨、软组织的分布。直线 L6 是表示尿酸的坐标的分布状态的直线。另外,直线 L6a、L6b 分别表示与尿酸的分布区域的广度相应的直线的分布范围的上限及下限(参照第 1 实施方式)。对于软骨及软组织,虽然省略了直线的图示,但是从其形态可以容易地掌握直线的朝向。从分布区域 N1、N2、N3 的位置可知,本例中,尿酸和软骨中,由于获得相近的直线,因此难以进行物质相互的判别,而尿酸和软组织中,直线的朝向足够不同,可进行判别。

[0196] 以上的考察下,说明兼用第 1 实施方式中说明了的方法和专利文献 1 所述的方法的处理的一个例子(参照图 14)。首先,与第 1 实施方式同样,通过双能量 CT 取得投影数据(S21)。

[0197] 重建处理部 3、像素值比算出部 8 及物质确定部 9 按前述的要领,获得图 12 所示 CT 值比的分布信息,即分布区域 K1、K2、K3(S22)。另外,数据处理部 4 按前述的要领,获得图 13 所示坐标的分布信息,即分布区域 N1、N2、N3(S23)。这些分布信息被发送到确定控制部 11。以下,将 CT 值比的分布信息称为第 1 分布信息,将坐标的分布信息称为第 2 分布信息。

[0198] 确定控制部 11 根据第 1 及第 2 分布信息,分别确定 3 个物质。作为其处理的例子,确定控制部 11 首先求出图 12 所示直线 M1、M2 和图 13 所示直线 L6a、L6b。另外,直线 M1、M2、直线 L6a、L6b 可以根据由本次的测定所获得的数据作成,也可以是事先获得是测定数据、规定的值(理论值、标准值等)。另外,确定控制部 11 对于各物质,也可以求出基于该 CT

值比的分布区域的直线,或者基于该坐标的分布区域的直线。这样,获得由直线 M1、M2 夹着的确定区域和由直线 L6a、L6b 夹着的确定区域(S24, S25)。

[0199] 接着,确定控制部 11 判断软骨及软组织的各自的 CT 值比的分布区域 K2、K3 是否包含在由直线 M1、M2 夹着的确定区域(S26)。该处理可以是判断分布区域 K2、K3 本身是否包含在该确定区域,在上述求出直线的情况下,也可以判断该直线是否包含在该确定区域。

[0200] 另外,为前者的情况下,可以判断分布区域 K2、K3 的整体是否包含在该确定区域,也可以判断分布区域 K2、K3 的规定比例是否包含在该确定区域。

[0201] 另外,为后者的情况下,考虑即使因直线的长度的不同导致稍微的斜率的不同,直线也从该确定区域伸出的情况。该情况下,也可以预先决定直线的长度的范围,在该范围内直线包含在该确定区域时,判断为该直线包含在该确定区域。

[0202] 接着,确定控制部 11 判断软骨及软组织的各自的坐标的分布区域 N2、N3 是否包含在由直线 L6a、L6b 夹着的确定区域(S27)。该处理可以与 CT 值比的情况同样地执行。

[0203] 接着,确定控制部 11 根据 CT 值比的分布区域 K2、K3 是否包含在确定区域的判断结果和坐标的分布区域 N2、N3 是否包含在确定区域的判断结果,进行尿酸、软骨及软组织的判别。

[0204] 作为其具体例子,确定控制部 11 判断为 CT 值比的分布区域包含在确定区域(S28 :是),且,坐标的分布区域包含在确定区域(S29 :是)时,判断为与这些分布区域对应的物质是尿酸(S30)。

[0205] 另外,确定控制部 11 判断为 CT 值比的分布区域包含在确定区域(S28 :是),且,坐标的分布区域不包含在确定区域(S29 :否)时,判断为与这些分布区域对应的物质是软组织(S31)。

[0206] 另外,确定控制部 11 判断为 CT 值比的分布区域不包含在确定区域(S28 :否),且,坐标的分布区域包含在确定区域(S32 :是)时,判断为与这些分布区域对应的物质是软骨(S33)。

[0207] 另外,确定控制部 11 判断为 CT 值比的分布区域不包含在确定区域(S28 :否),且,坐标的分布区域不包含在确定区域(S32 :否)时,判断为与这些分布区域对应的物质不是尿酸,不是软骨,也不是软组织。以上,该处理例的说明结束。

[0208] 接着,说明确定图像形成部 10。确定图像形成部 10 形成有效原子序数图像、密度图像及单色 X 射线图像中的至少一个(也称为确定图像)。通过用专利文献 1 所述的方法组合根据第 1 实施方式中说明了的线性组合(式(3))中的系数 c_1 及 c_2 而形成的、表示各基准物质的分布的图像(基准物质图像)来执行该处理。

[0209] 另外,有效原子序数图像是表示对象物中的有效原子序数的分布的图像。另外,密度图像是表示对象物质中的物质的密度的分布的图像。另外,单色 X 射线图像是模拟地再现通过具有单一能量的 X 射线扫描对象物质时的图像。能够形成这些图像的确定图像形成部 10 作为“形成部”的一个例子而发挥功能。

[0210] 该实施方式的物质确定部 43 根据通过第 1 实施方式中说明了的处理所获得的多个对象物质的各自的确定结果和对这些对象物质分别由确定图像形成部 10 所形成的有效原子序数图像、密度图像及 / 或单色 X 射线图像,可以分别确定这些对象物质的类别。另外,第 1 实施方式中说明的处理根据对多个物质预先获得的坐标系中的多个坐标和对于对

象物质由物质确定部 43 所决定的坐标,来确定对象物质的类别。

[0211] 根据该实施方式的 X 射线 CT 装置,可以获得第 1 实施方式的效果,并且,根据与第 1 实施方式同样的坐标系中的各物质的坐标的分布状态和各物质的 CT 值比的分布状态的双方,可以确定物质的类别。从而,可以进一步提高对象物所包含的物质的确定精度。

[0212] 另外,根据该实施方式的 X 射线 CT 装置,可以形成有效原子序数图像、密度图像及/或单色 X 射线图像,因此,可以在视觉上掌握物质的分布状态。另外,通过兼用采用了坐标系的物质确定处理和采用了这些图像的物质确定处理,可以进一步提高对象物所包含的物质的确定精度。

[0213] < 变形例 >

[0214] 说明上述实施方式的变形例。

[0215] 说明第 1 变形例。对象物质中包含未知的成分时,有时得不到图 5 所示的线段 L_i 那样的直线的相关关系,难以适当决定区域 B 等。例如图 15A 所示,设为对于 3 个对象物质获得 3 个坐标 V₁、V₂、V₃。这些坐标 V₁、V₂、V₃ 不位于同一直线上。该情况下,使显示部显示该坐标系和坐标 V₁、V₂、V₃。用户参照显示的坐标系及坐标 V₁、V₂、V₃,用操作部在该坐标系内任意设定区域。此时,例如图 15B 所示,以包含坐标 V₁、V₂、V₃ 的方式来设定区域 W。

[0216] 区域 W 用作反映了由对象物的未知的成分等所引起的误差的造影剂的浓度的坐标的分布范围。对于区域 W 中不在连结坐标 $(c_1, c_2) = (1, 0)$ 和坐标 $(c_1, c_2) = (0, 1)$ 的线段(相当于图 5 的线段 L₁)上的坐标,根据该线段使浓度的值对应。该对应与例如图 5 所示情况同样地进行。物质确定部 43 通过与例如图 5 所示情况同样的手法,根据所决定的对象物质的坐标和区域 W 的位置关系,来确定该对象物质的类别。

[0217] 根据该变形例,即使在对象物质中包含未知成分等的误差要因介入的情况下,也可以通过用户的判断高精度地进行物质的确定。

[0218] 说明第 2 变形例。上述实施方式中,虽然应用了利用能量不同的 2 个 X 射线的双能量 CT 的手法,但是实施方式不限于此。

[0219] 例如,能够采用能量不同的 3 个以上的 X 射线进行扫描的 X 射线 CT 装置中,生成部通过能量不同的 N (3 以上) 的 X 射线分别扫描对象物,生成 N 个投影数据。变换部将这 N 个投影数据变换为与 N 个基准物质对应的 N 个新投影数据。图像形成部通过分别重建由变换部所变换的 N 个新投影数据,形成与 N 个基准物质对应的 N 个基准物质图像。确定部根据 N 个基准物质图像的像素的值的的相关来确定对象物质。

[0220] 该情况下在所执行的处理中,上述实施方式中,2 个线性组合的基的个数成为 N 个,上述实施方式中,2 维坐标系的维成为 N 维。即,在能量不同的 X 射线的数为 2 的情况和 3 以上的情况之间,没有实质的差异。因此,上述实施方式作为采用能量不同的多个(2 以上)的 X 射线的情况,可以如下进行一般化。

[0221] 实施方式的 X 射线 CT 装置根据扫描对象物所获得的投影数据,显示对象物内的图像,具有生成部、变换部、图像形成部和确定部。生成部用能量不同的 X 射线分别扫描对象物,生成多个投影数据。变换部将多个投影数据变换为与多个基准物质对应的多个新投影数据。图像形成部通过分别重建由变换部变换的多个新投影数据,形成与多个基准物质对应的多个基准物质图像。确定部根据多个基准物质图像的像素的值的的相关,确定对象物质。

[0222] 根据这样的 X 射线 CT 装置,与上述实施方式同样,可以高精度地确定对象物所包

含的物质。而且,通过采用能量不同的 3 以上的 X 射线,与采用 2 个 X 射线的上述实施方式相比,可以更高精度进行物质确定。

[0223] 也可以对上述实施方式说明了的任意的构成和处理进行同样的一般化处理。该情况下,可以获得上述实施方式同样的效果,并进一步提高物质确定的精度。

[0224] < 物质确定方法 >

[0225] 实施方式的物质确定方法例如由上述实施方式的 X 射线 CT 装置来执行。实施方式的物质确定方法包含生成步骤、变换步骤、图像形成步骤、确定步骤。生成步骤中,用能量不同的 X 射线分别扫描对象物,生成多个投影数据。变换步骤中,将多个投影数据变换为与多个基准物质对应的多个新投影数据。图像形成步骤中,通过分别重建变换步骤中所变换的多个新投影数据,形成与多个基准物质对应的多个基准物质图像。确定步骤中,根据多个基准物质图像的像素的值的相關,来确定对象物质。

[0226] 确定步骤也可以通过判定多个基准物质图像中的对应像素的值是否具有预先设定的相關,来确定对象物质。

[0227] 变换步骤也可以采用包含与基准物质对应的 X 射线衰减系数的计算式,将多个投影数据变换为与多个基准物质对应的多个新投影数据。

[0228] 还可以包含显示图像生成步骤,该步骤生成能够识别由确定步骤所确定的对象物质的区域的对象物内的图像。

[0229] 还可以包含显示图像生成步骤,该步骤生成与其他区域的像素相比强调或抑制了由确定步骤所确定的对象物质的区域的像素的显示图像。

[0230] 还可以包含浓度算出步骤,该步骤根据预先存储的计算式,从多个基准物质图像中的对应像素的值求出对象物质的浓度信息。

[0231] 还可以包含显示图像生成步骤,该步骤生成表示浓度信息的显示图像。

[0232] 也可以在图像形成步骤中,生成通过重建多个投影数据而获得的多个能量图像,且,在确定步骤中,根据多个能量图像的多个基准物质图像的像素的值的相關来确定对象物质。

[0233] 还可以包含形成步骤,该步骤根据基准物质图像,形成表示对象物中的有效原子序数的分布的有效原子序数图像、表示对象物质中的物质的密度的分布的密度图像及模拟地再现用具有单一能量的 X 射线扫描对象物质的情况的单色 X 射线图像中的至少一个,且在确定步骤中,根据形成步骤中所形成的图像,来进行对象物质的确定。

[0234] 根据这样的物质确定方法,与第 1 实施方式同样,即使是 CT 值比相近的物质,也可以通过参照坐标,进行高精度的识别。另外,可以求出构成对象物质的物质的成分比,或者可以判别 2 个以上的对象物质分别是同种还是异种。另外,通过如第 1 实施方式那样应用考虑了噪音影响的物质确定方法,可以进行更高精度、高准确率的物质的确定、成分比的确定、对象物质的分离等。

[0235] 另外,根据实施方式的物质确定方法,与第 2 实施方式同样,除了上述效果,还可以形成并显示强调图像、抑制图像。另外,由于可以在视觉上表现物质的浓度,因此可以进行浓度的直观理解。

[0236] 另外,根据实施方式的物质确定方法,与第 3 实施方式同样,除了上述效果,通过根据各物质的坐标的分布状态和各物质的 CT 值比的分布状态的双方来确定物质的类别,

可以进一步提高对象物所包含的物质的确定精度。另外,由于可以形成有效原子序数图像、密度图像及 / 或单色 X 射线图像,因此可以在视觉上掌握物质的分布状态。另外,通过兼用采用了坐标系的物质确定处理和采用了这些图像的物质确定处理,可以进一步提高对象物所包含的物质的确定精度。

[0237] < 图像处理装置 >

[0238] 说明实施方式的图像处理装置。实施方式的图像处理装置的构成例如图 16 所示。图像处理装置 100 经由院内 LAN 等的网络与图像保管装置 300 连接。图像保管装置 300 存储由 X 射线 CT 装置 200 形成的图像。

[0239] X 射线 CT 装置 200 具有从例如第 1 实施方式的 X 射线 CT 装置(参照图 1)除去了物质确定部 43 的构成。即, X 射线 CT 装置 200 是根据扫描对象物所获得的投影数据来显示上述对象物内的图像的装置,具有以下功能:用能量不同的 X 射线分别扫描对象物而生成多个投影数据的生成功能;将多个投影数据变换为与多个基准物质对应的多个新投影数据的变换功能;通过分别重建由变换功能所变换的多个新投影数据,来形成与多个基准物质对应的多个基准物质图像的图像形成功能。X 射线 CT 装置 200 将所形成的多个基准物质图像经由院内 LAN 等的网络送到图像保管装置 300。图像保管装置 300 例如是图像保存通信系统(Picture Archiving and Communication Systems; PACS)。

[0240] 图像处理装置 100 处理由 X 射线 CT 装置 200 形成而在图像保管装置 300 存储的图像。另外,也可以经由其他路由向图像处理装置 100 输入图像。作为其他路由的例,有存储图像的 DVD 等的记录介质。

[0241] 图像处理装置 100 具有进行从外部取得图像的处理的图像取得部 101。取得图像保管装置 300 存储的图像时,图像取得部 101 包含经由网络与图像保管装置 300 进行通信的通信部。而且,图像取得部 101 例如包含:用于选择取得的图像的用户接口(显示部、操作部等);生成用于取得选择的图像的信号,控制通信部,将该信号向图像保管装置 300 发送的通信控制部。经由记录介质取得图像时,图像取得部 101 包含可读取在该记录介质记录的信息的读取部(驱动器装置等)。

[0242] 由图像取得部 101 所取得的图像在存储部 102 存储。存储部 102 构成为包含硬盘驱动器等的存储装置。该实施方式中, X 射线 CT 装置 200 按上述的要领形成的图像在存储部 102 存储。该图像是,通过分别重建根据多个基准物质来变换用能量不同的 X 射线分别扫描对象物而生成的多个投影数据而获得的多个新投影数据,而形成的与多个基准物质对应的多个基准物质图像。

[0243] 物质确定部 103 根据在存储部 102 存储的多个基准物质图像的像素的值的的相关来确定对象物质。该处理与例如第 1 实施方式的物质确定部 43 同样地执行。物质确定部 103 作为“确定部”的一个例子而发挥作用。

[0244] 图像处理装置 100 具有显示部时,使显示部显示物质确定部 103 的处理结果。另外,图像处理装置 100 为例如网络上的服务器时,图像处理装置 100 具有将物质确定部 103 的处理结果经由网络发送给规定的用户终端的功能(发送部)。另外,图像处理装置 100 也可以具有将物质确定部 103 的处理结果记录在记录介质的记录部(驱动器装置等)。

[0245] 根据这样的图像处理装置 100,能够高精度地确定对象物所包含的物质。另外,图像处理装置 100 也可以具有上述实施方式的 X 射线 CT 装置的任意的功能。应用以下任一

构成时,可实现上述实施方式中说明的该构成对应的作用及效果。

[0246] 例如,物质确定部 103 也可以通过判定多个基准物质图像中的对应像素的值是否具有预先设定的相关,来确定对象物质。

[0247] 另外,图像处理装置 100 也可以具有显示图像生成部,该显示图像生成部生成可识别由物质确定部 103 所确定的对象物质的区域的对象物内的图像。

[0248] 另外,图像处理装置 100 也可以具有显示图像生成部,该显示图像生成部生成与其他区域的像素相比强调或抑制了由物质确定部 103 所确定的对象物质的区域的像素的显示图像。

[0249] 另外,图像处理装置 100 也可以具有浓度算出部,该浓度算出部根据预先存储的计算式,从多个基准物质图像中的对应像素的值求出对象物质的浓度信息。此外,图像处理装置 100 也可以具有生成表示浓度信息的显示图像的显示图像生成部。

[0250] 另外,物质确定部 103 也可以根据多个能量图像的多个基准物质图像的像素的值的相關,来确定对象物质。

[0251] 另外,图像处理装置 100 还可以构成为具有形成部,该形成部根据基准物质图像,形成表示对象物中的有效原子序数的分布的有效原子序数图像、表示对象物质中的物质的密度的分布的密度图像、以及模拟地再现用具有单一能量的 X 射线扫描对象物质的情况的单色 X 射线图像中的至少一个,且,物质确定部 103 根据由形成部形成的图像,进行对象物质的确定。

[0252] < 程序及存储介质 >

[0253] 可以构成使 X 射线 CT 装置或其所包含的计算机执行上述实施方式说明的处理的程序。另外,使图像处理装置(计算机)执行上述实施方式中说明的处理的程序可以在例如 DVD 等的存储介质存储。另外,可以构筑经由因特网、LAN 等的网络来发送这些程序之一的系统。

[0254] 虽然说明了本发明的实施方式,但是这些实施方式只是例示,而不是意图限定发明的范围。这些新实施方式可以通过各种形态实施,在不脱离发明的要旨的范围,可以进行各种省略、置换、变更。这些实施方式及其变形包含于发明的范围和要旨,并且包含在权利要求的范围记载的发明及其等同的范围。

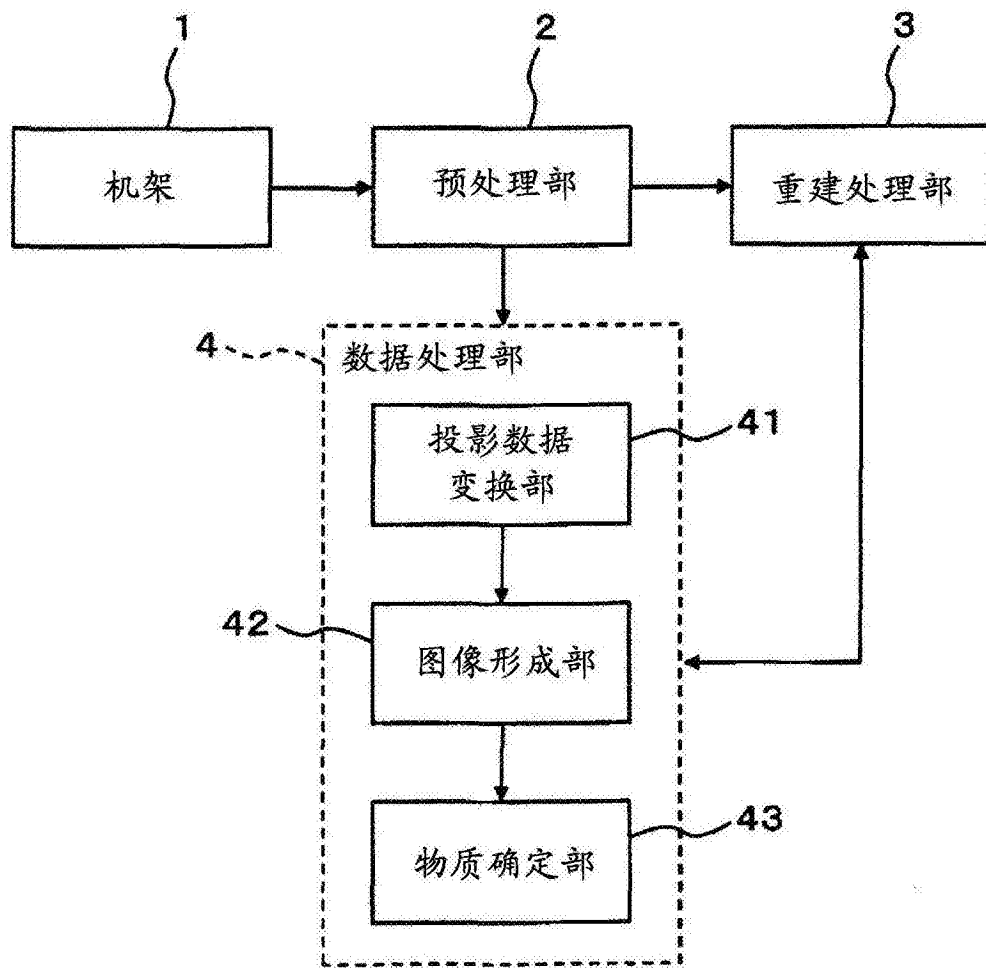


图 1

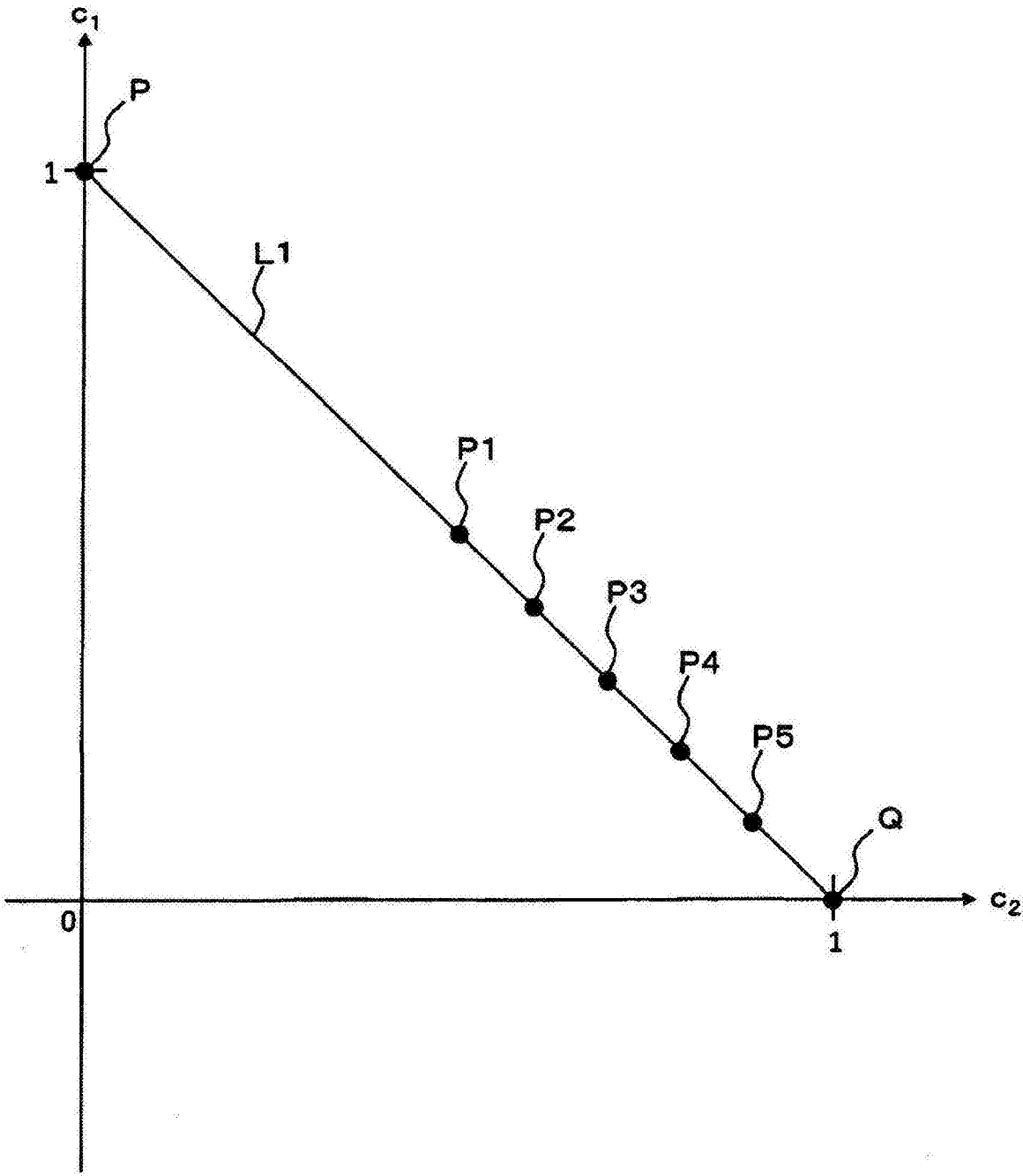


图 2

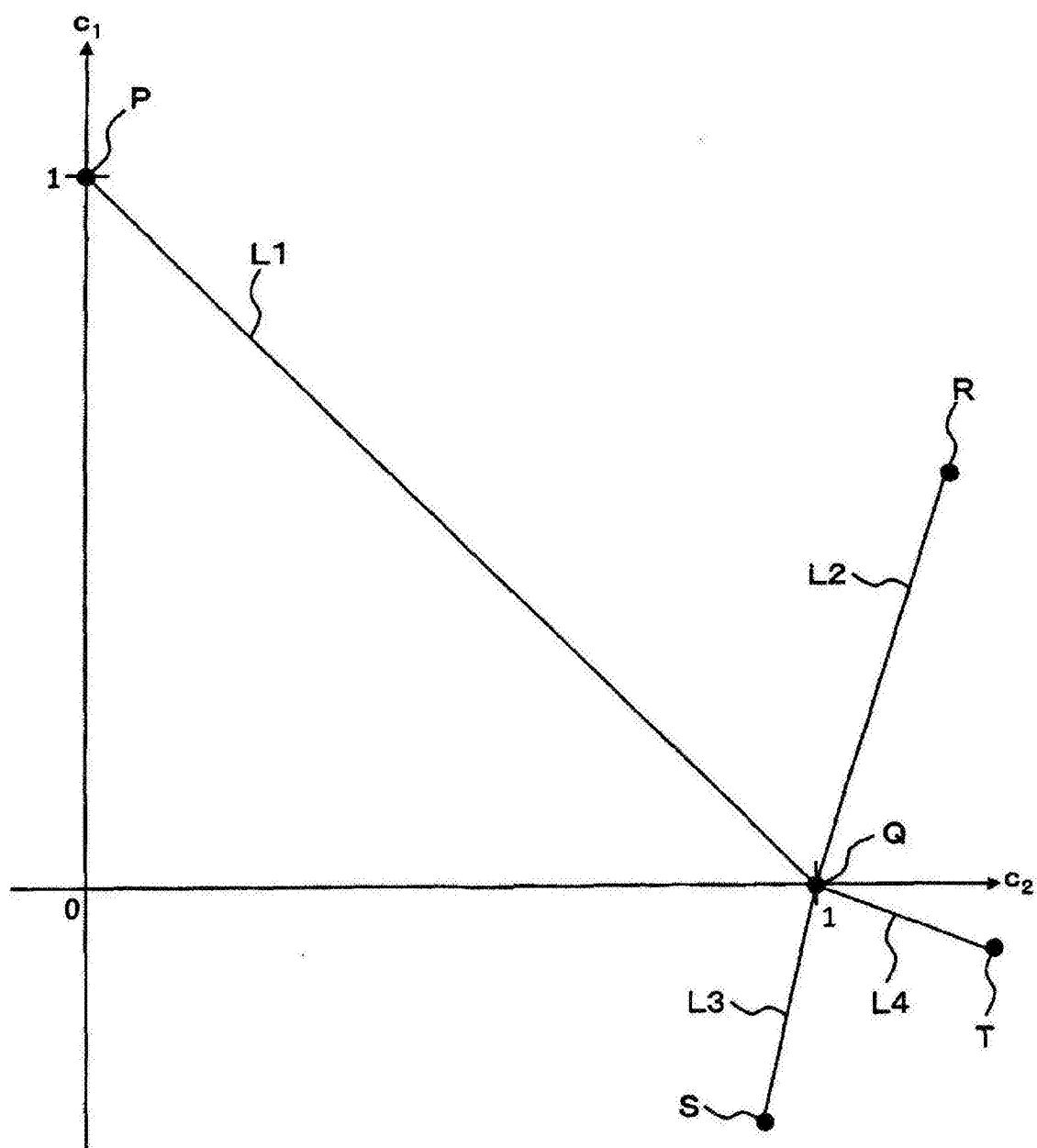


图 3

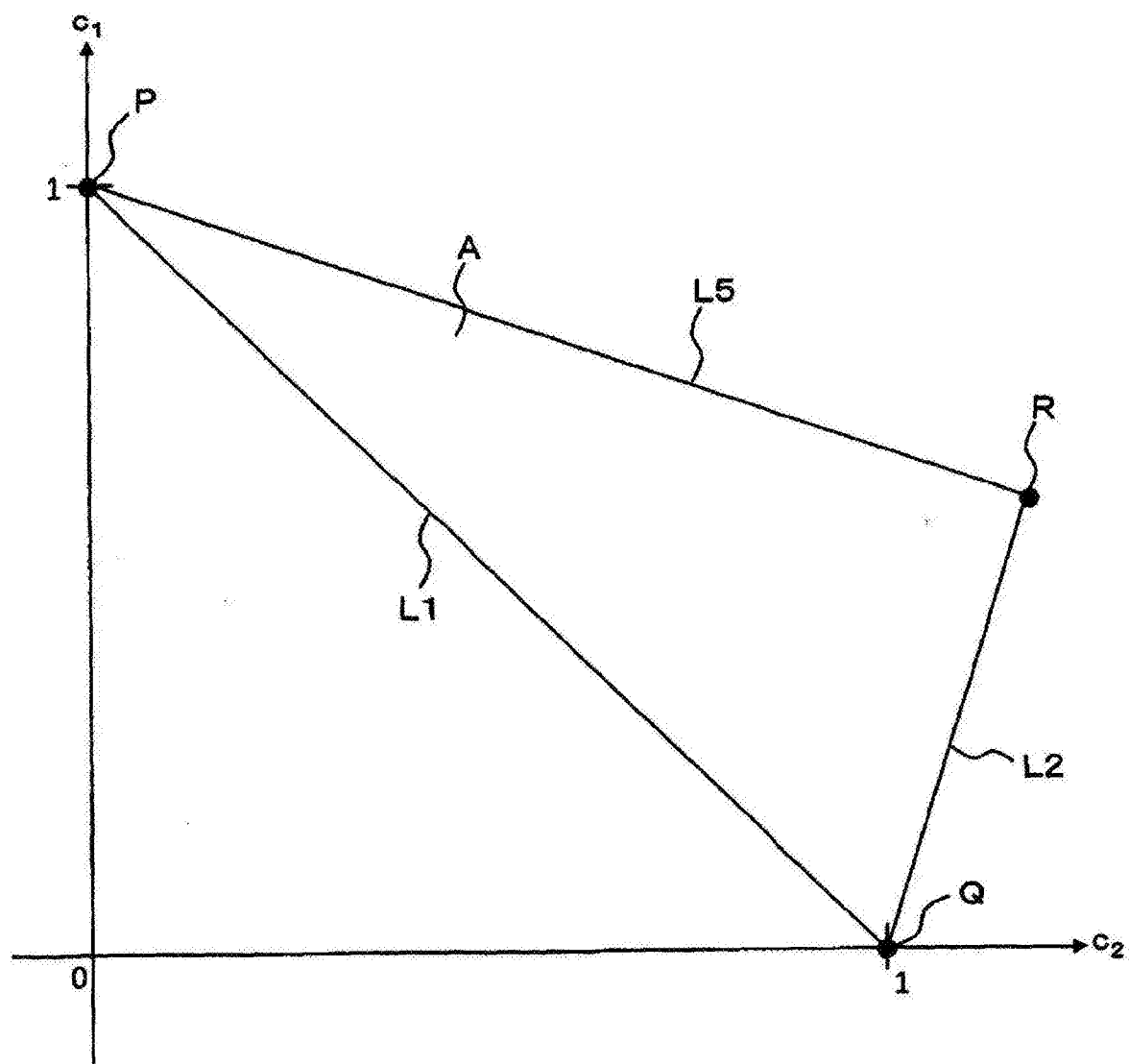


图 4

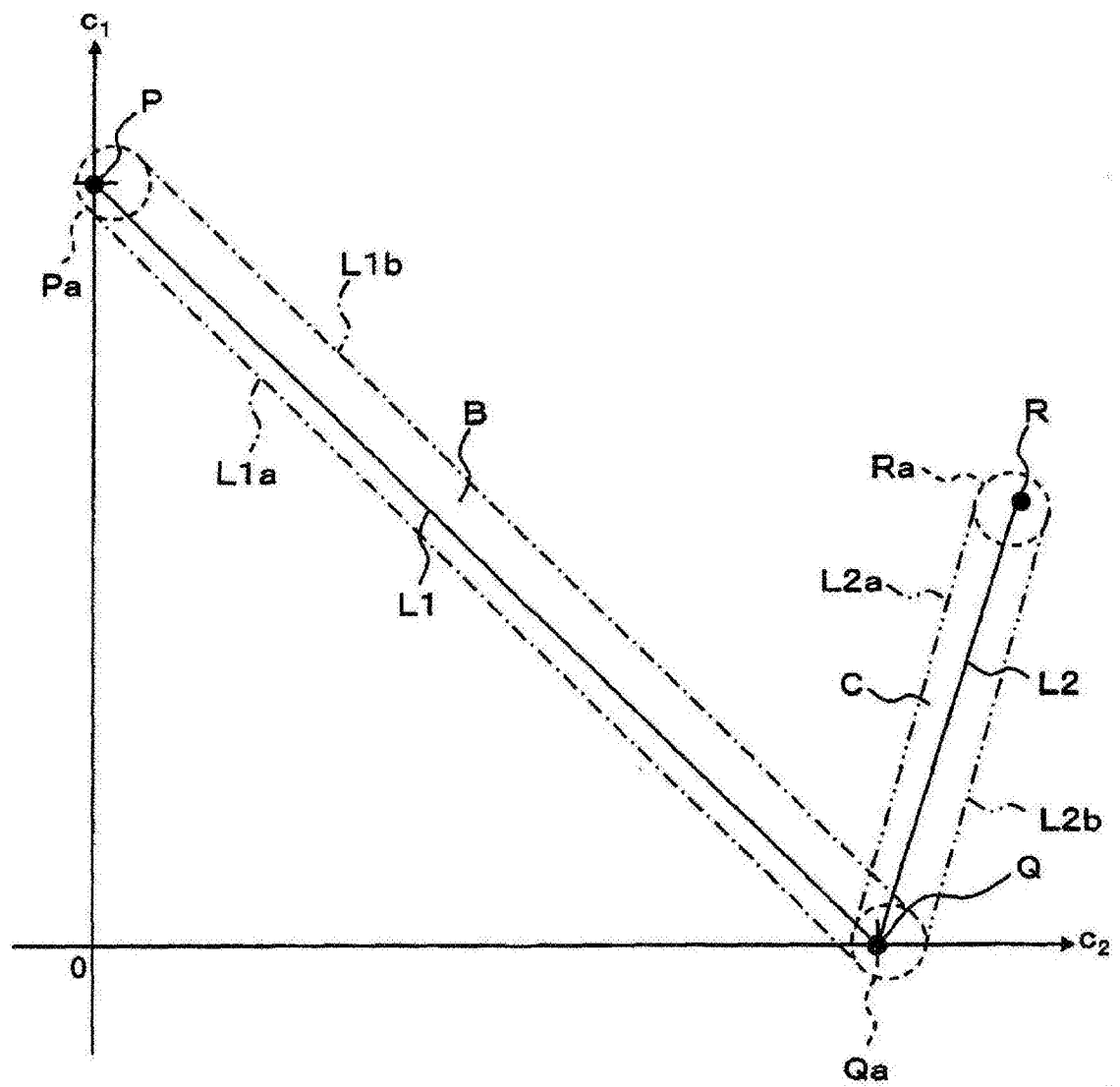


图 5

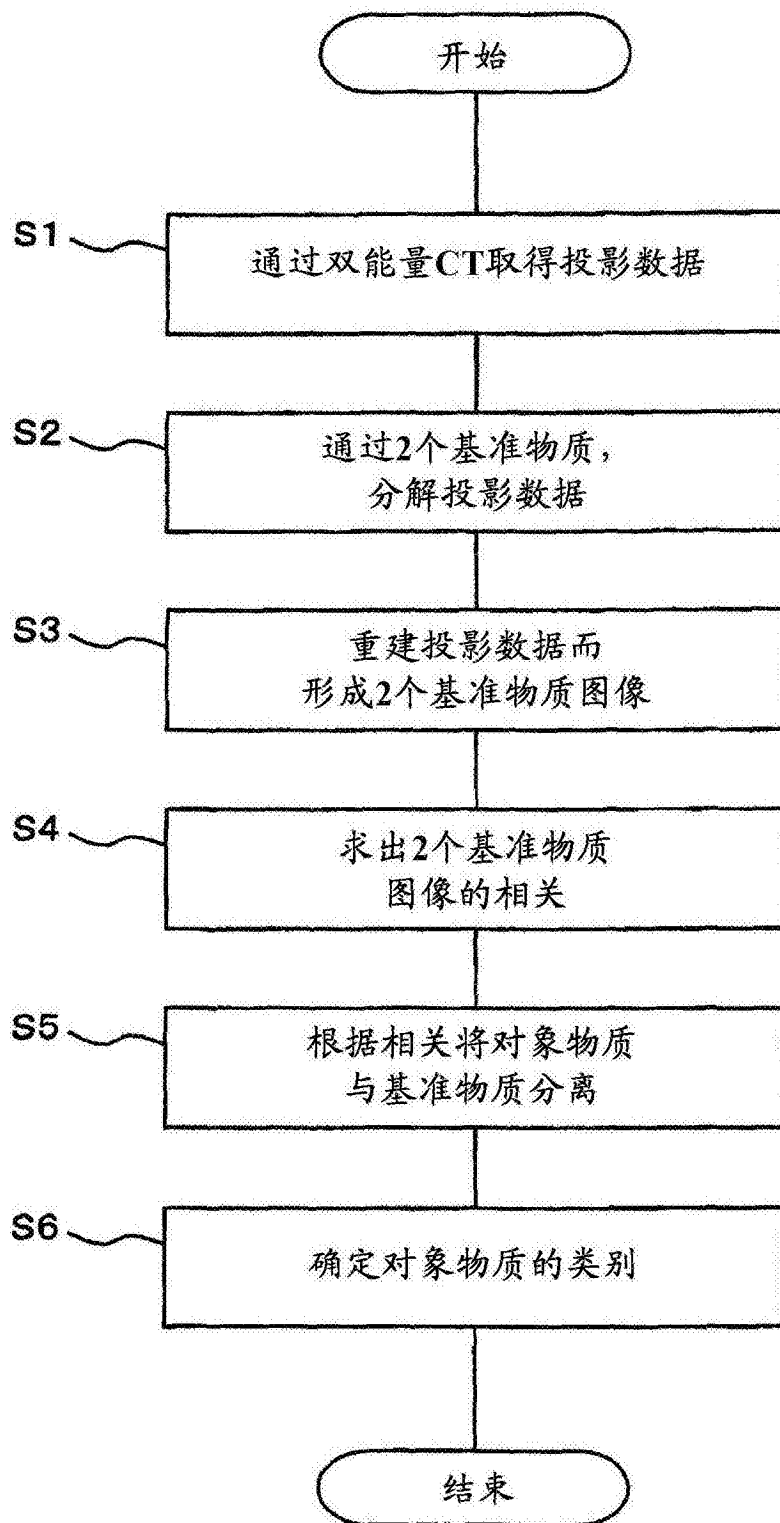


图 6

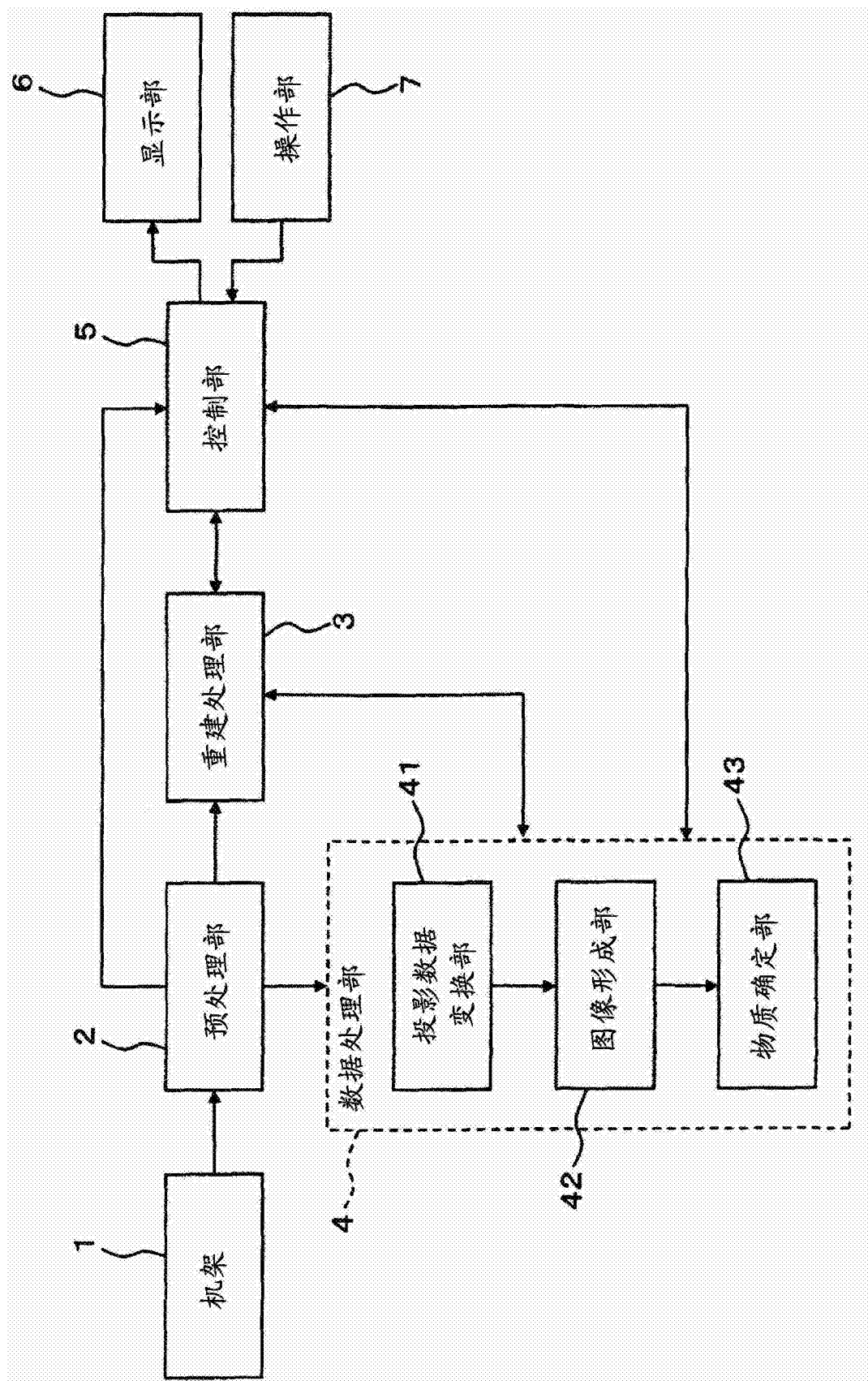


图 7

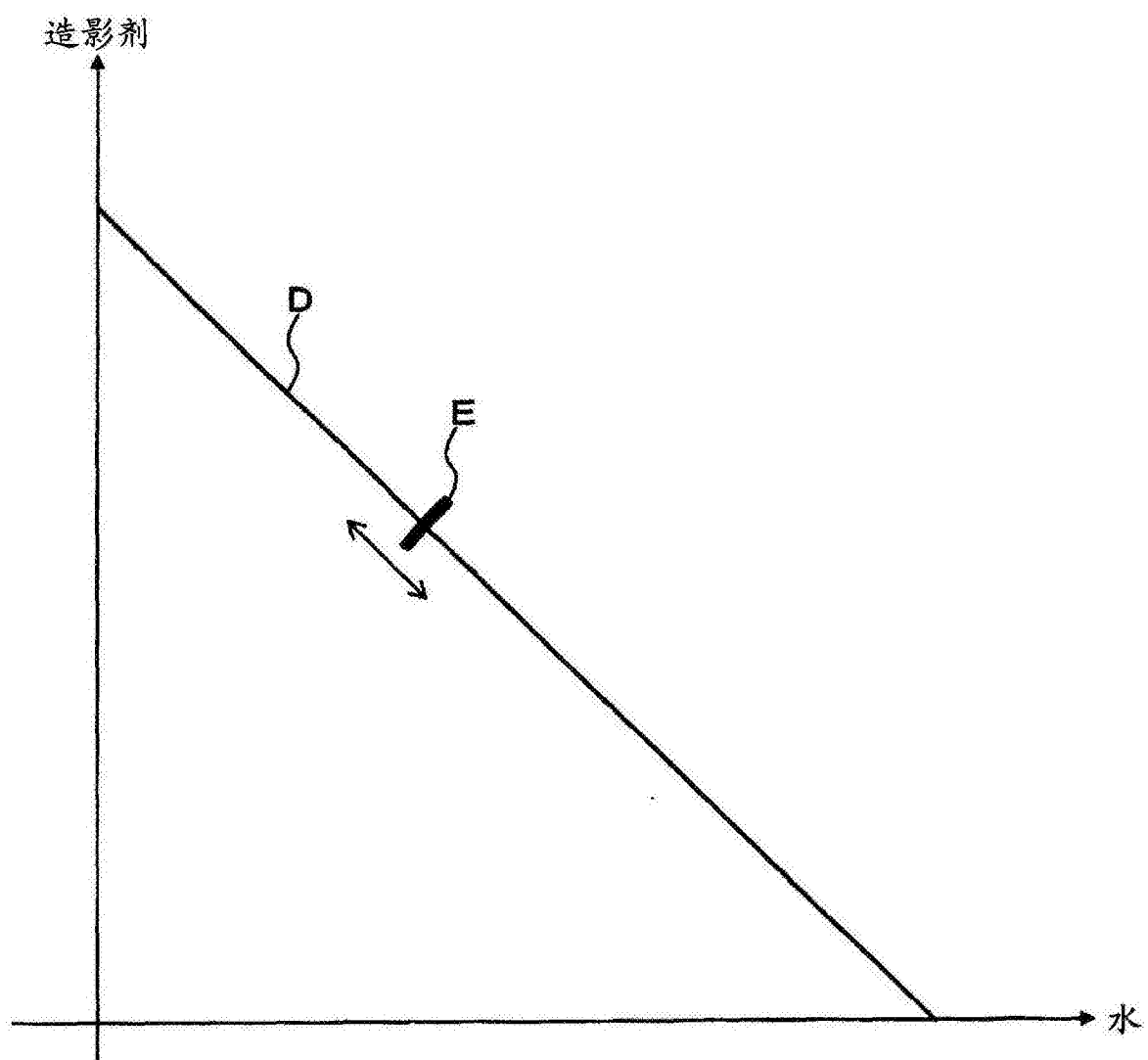


图 8

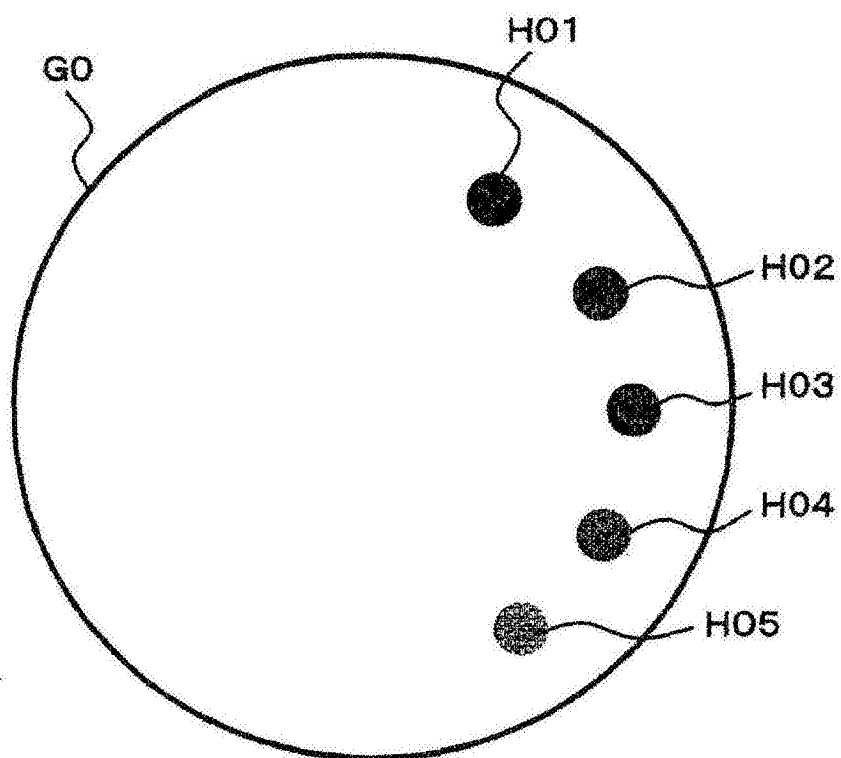


图 9A

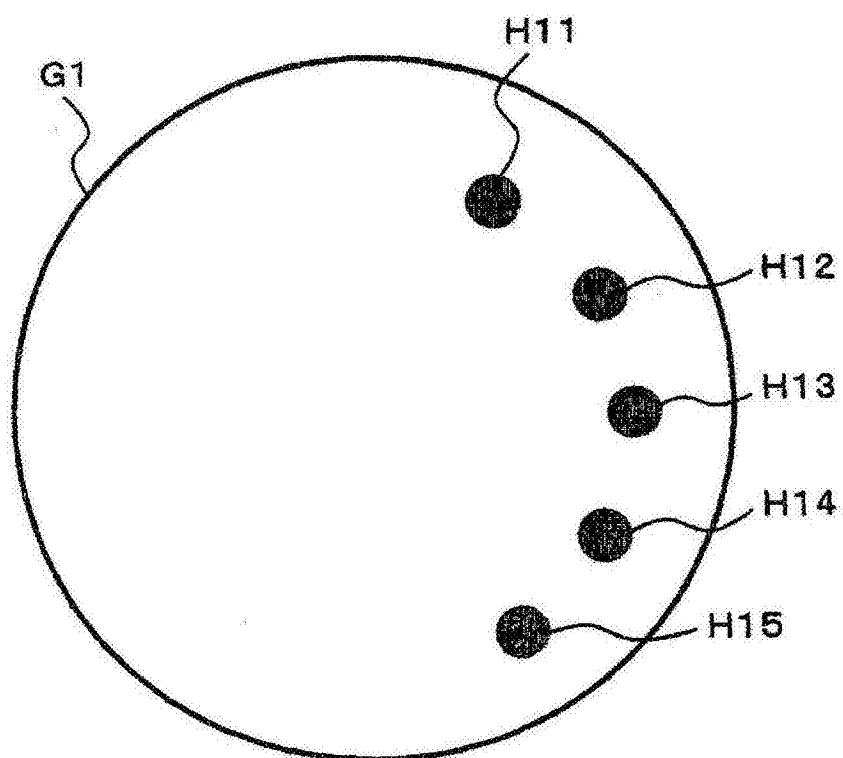


图 9B

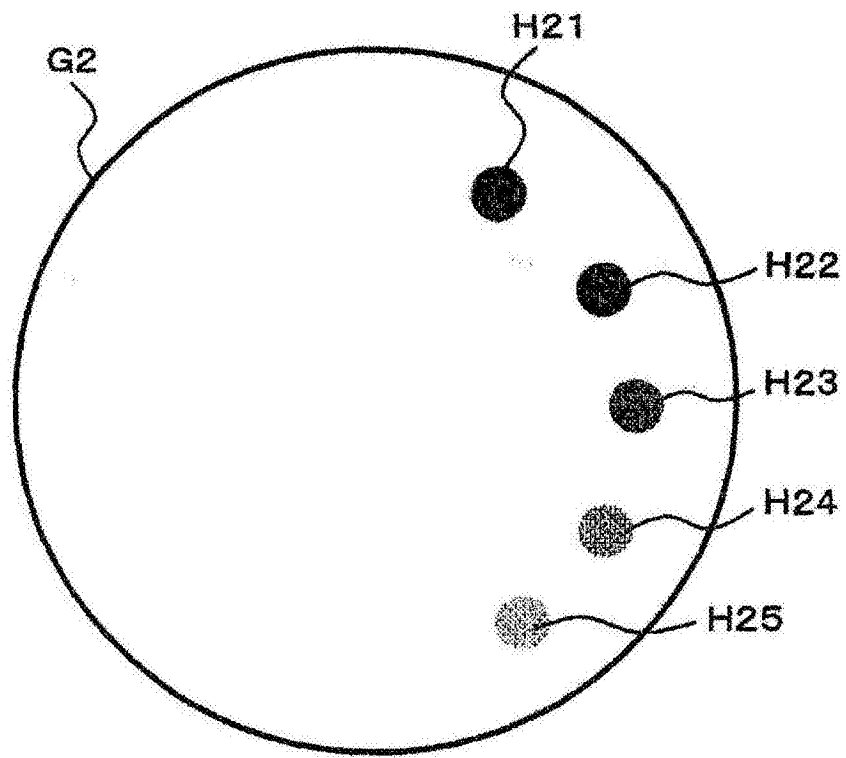


图 9C

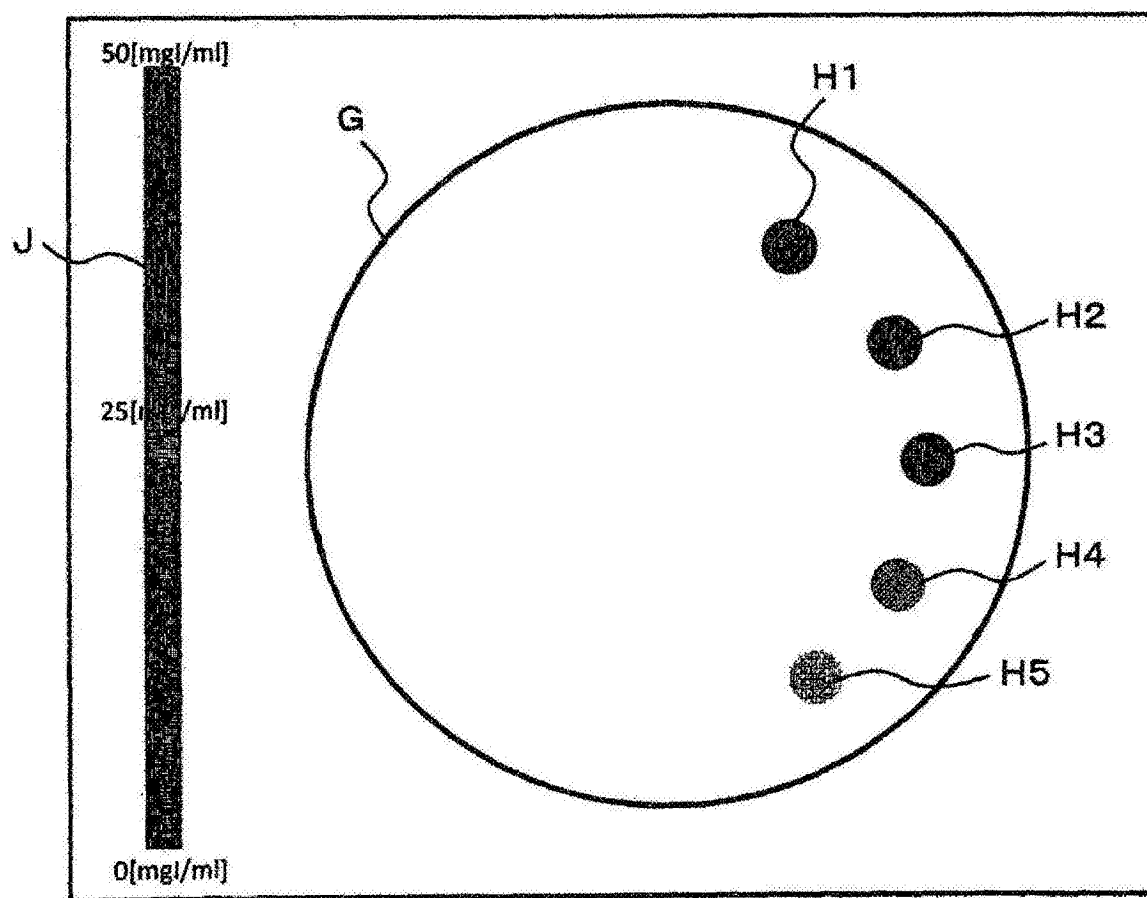


图 10

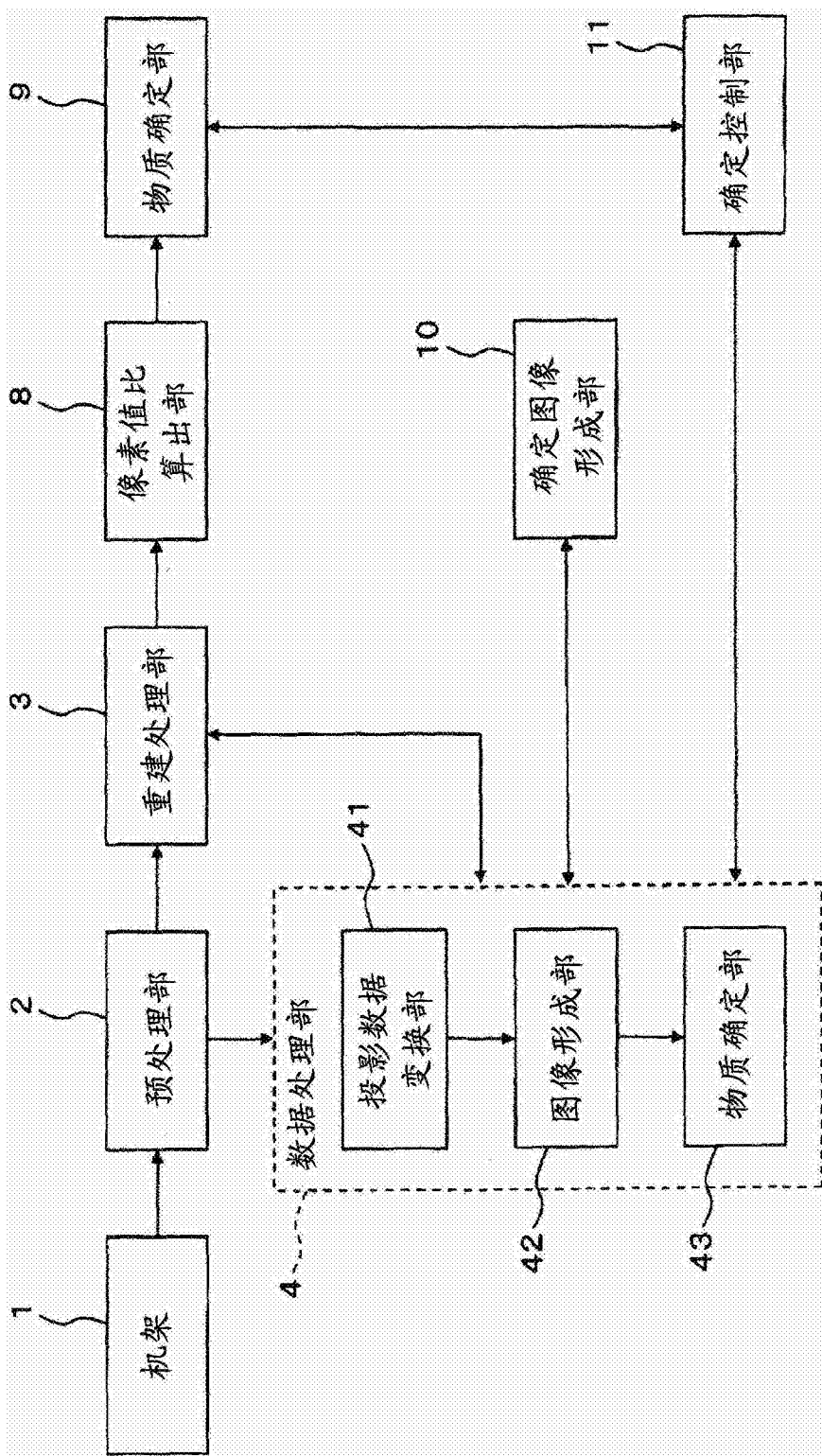


图 11

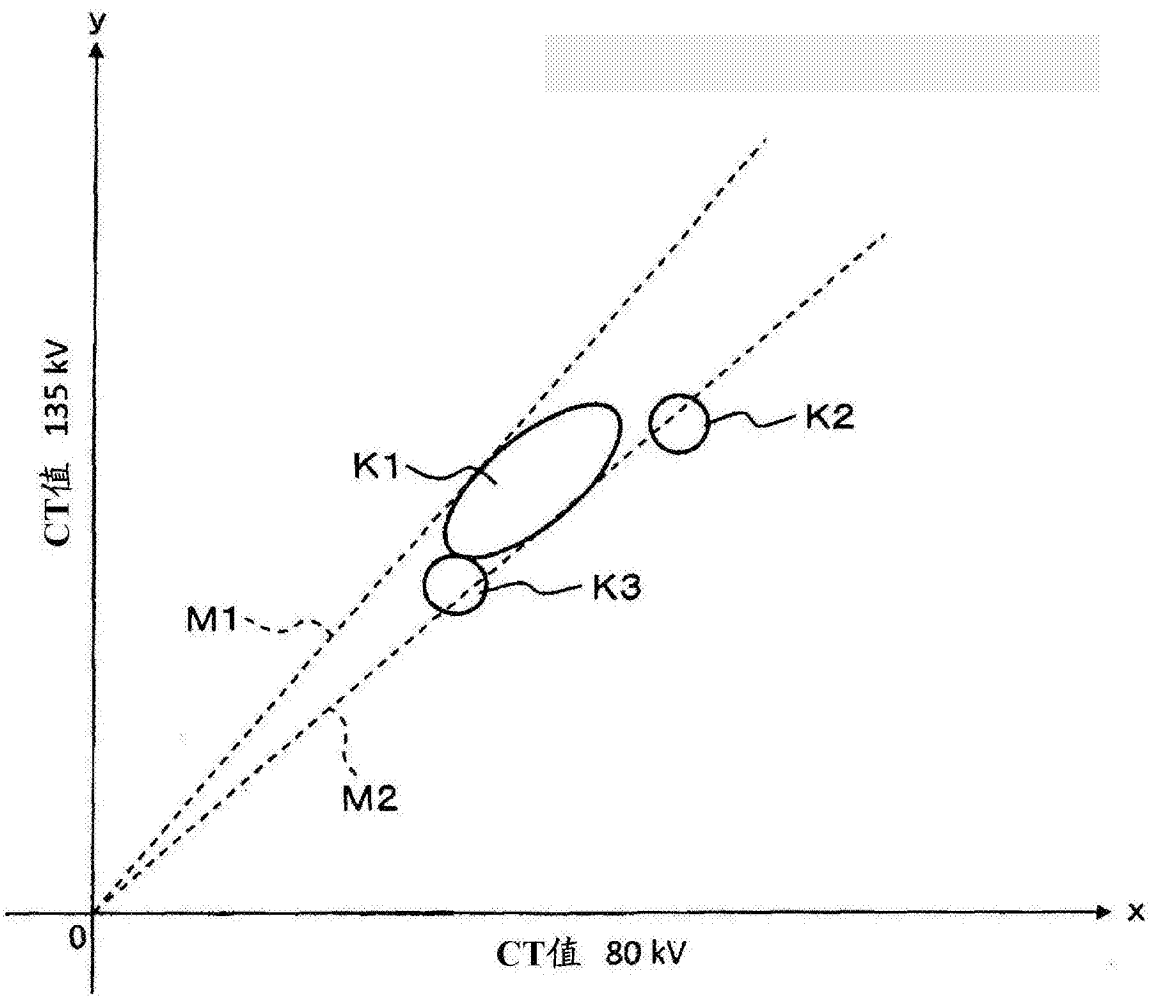


图 12

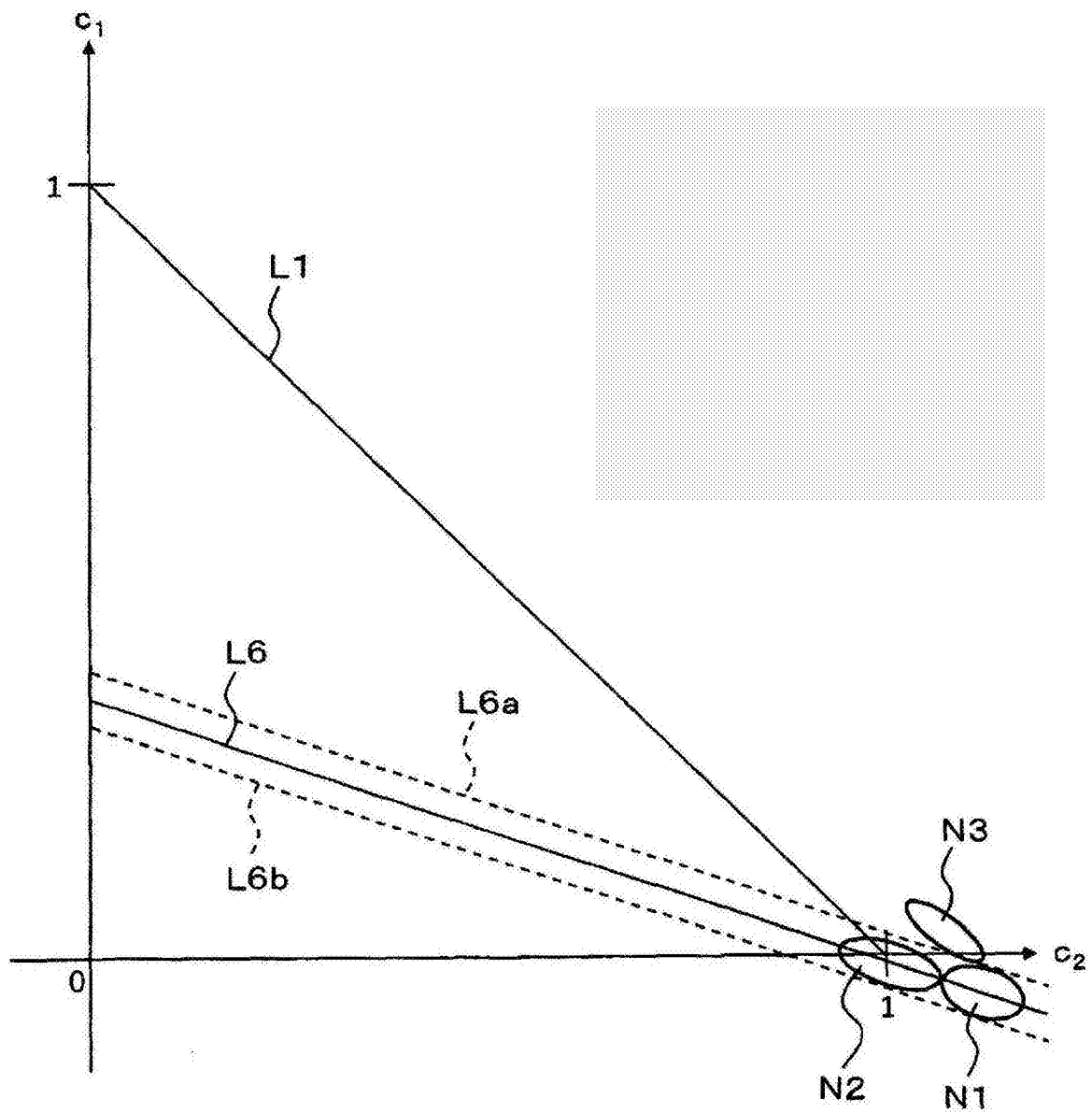


图 13

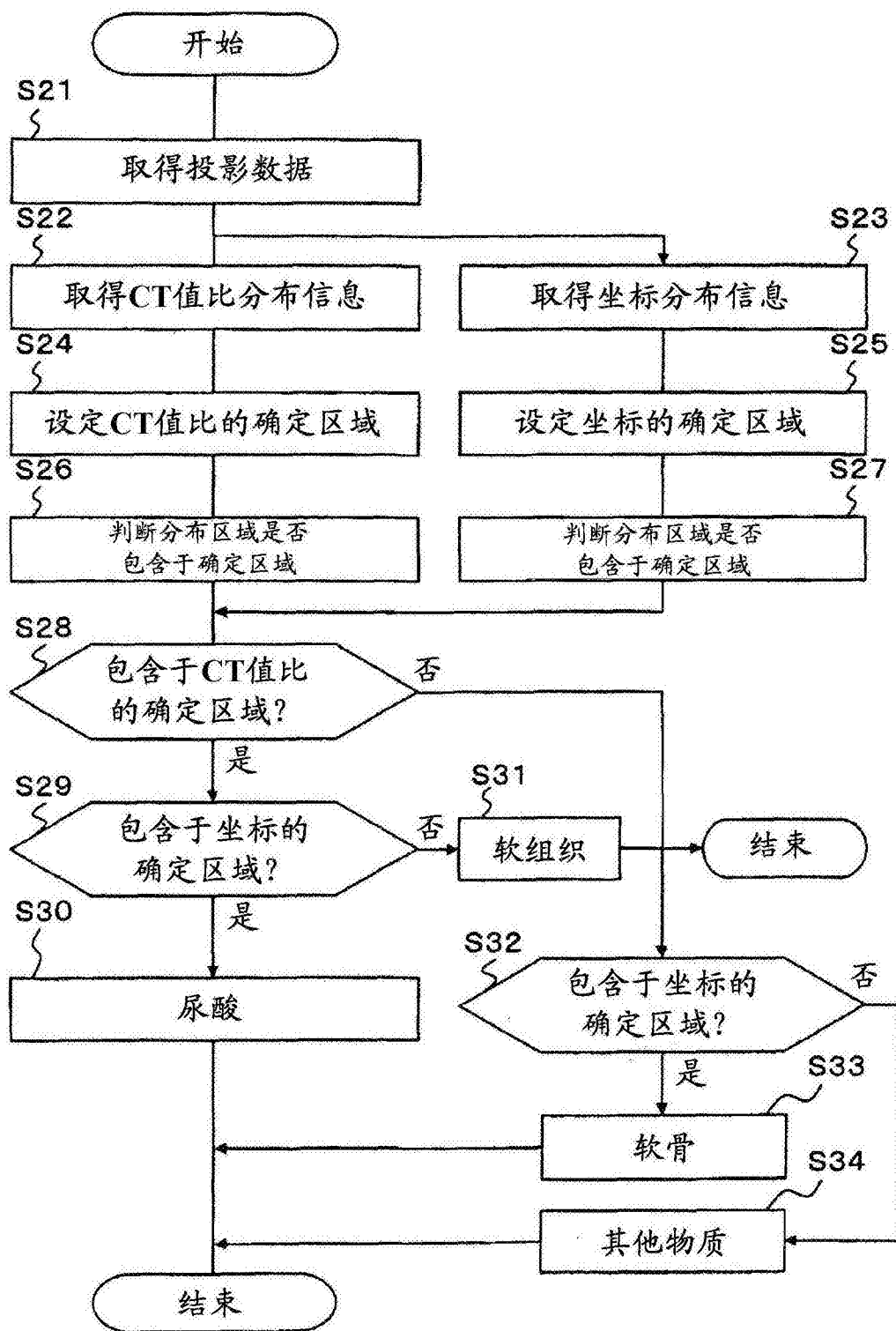


图 14

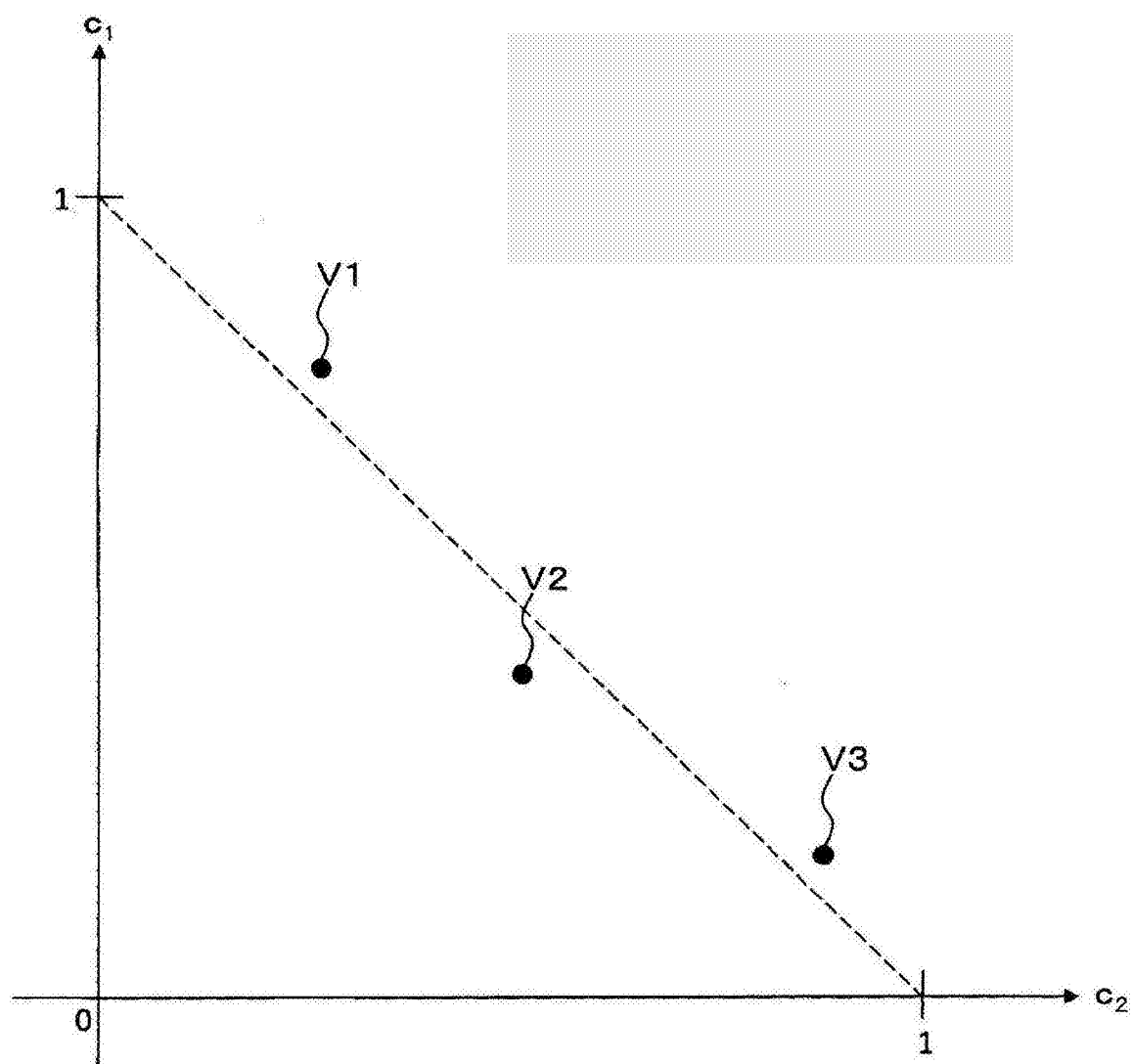


图 15A

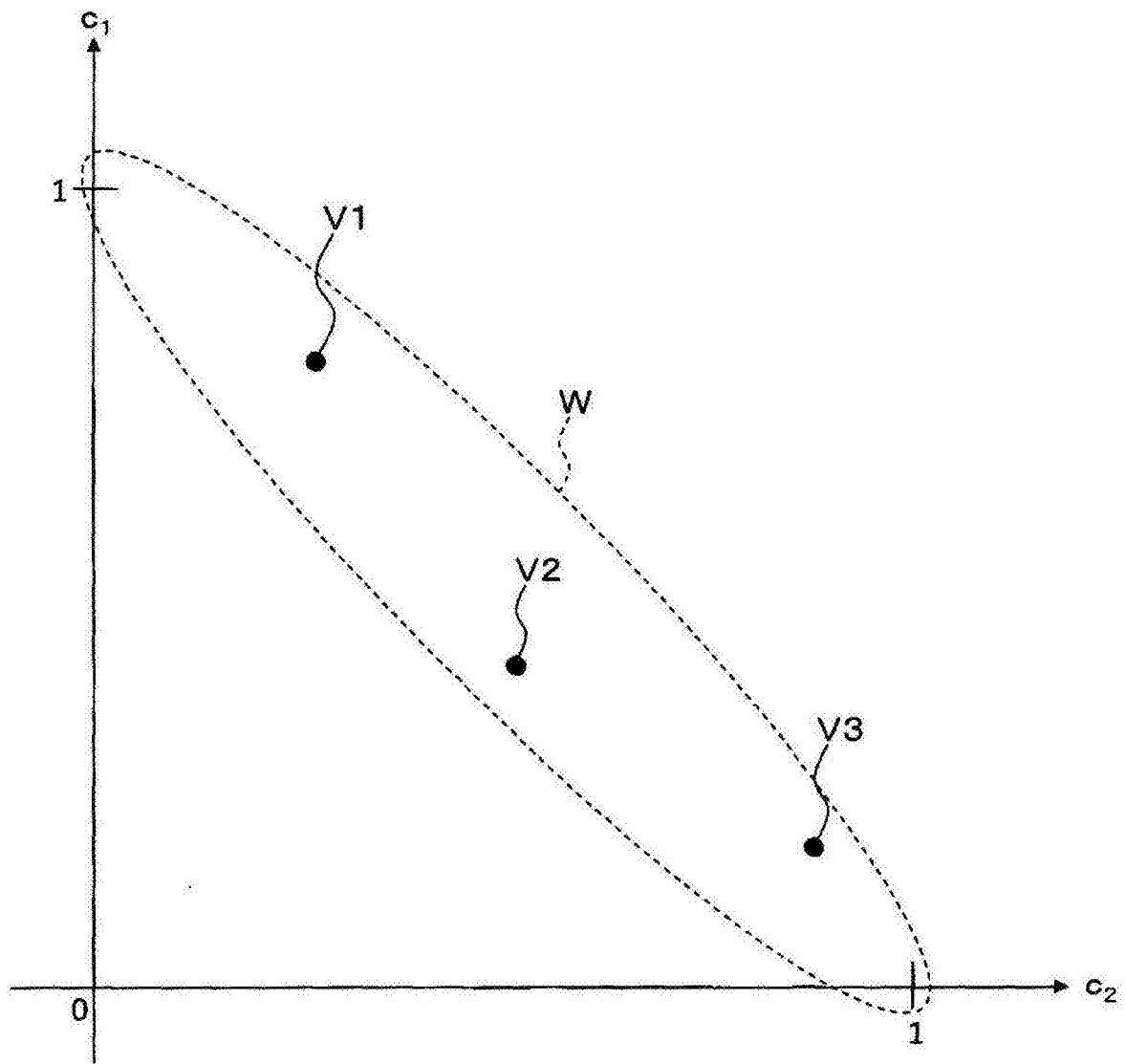


图 15B

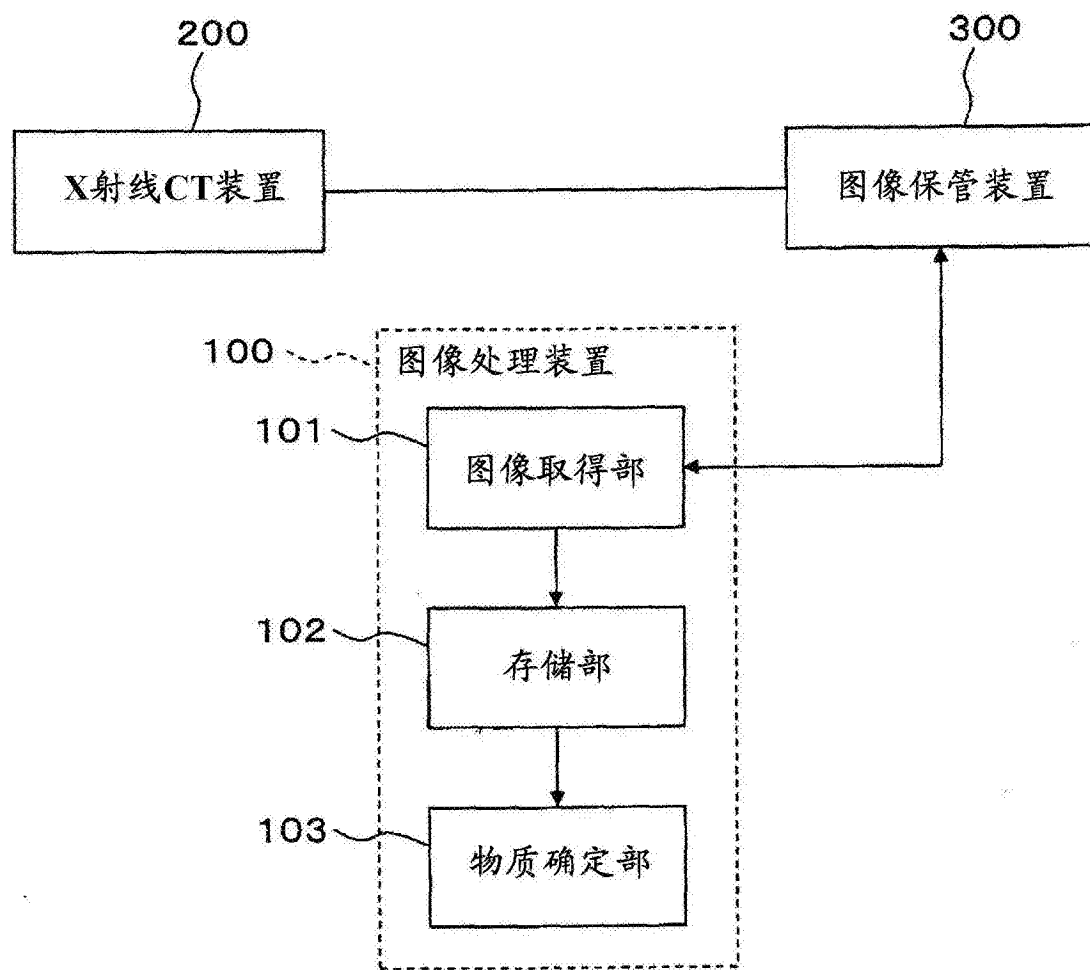


图 16