



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105641814 B

(45)授权公告日 2019.01.18

(21)申请号 201510973716.4

(22)申请日 2015.11.19

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105641814 A

(43)申请公布日 2016.06.08

(30)优先权数据

2014-234672 2014.11.19 JP

(73)专利权人 东芝能源系统株式会社

地址 日本神奈川

专利权人 国立研究开发法人 量子科学技术研究开发机构

(72)发明人 田口安则 坂田幸辰 平井隆介

杉浦京佳 武口智行 森慎一郎

丸山富美

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

A61N 5/10(2006.01)

(56)对比文件

US 2014243579 A1,2014.08.28,

US 2014243579 A1,2014.08.28,

CN 101546427 A,2009.09.30,

CN 101237907 A,2008.08.06,

CN 101623198 A,2010.01.13,

审查员 洪霞

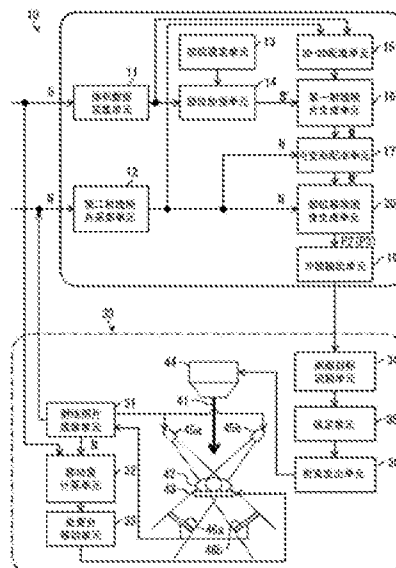
权利要求书2页 说明书11页 附图12页

(54)发明名称

用于处理医学图像的装置、方法和程序以及放射治疗装置

(57)摘要

根据一个实施例,一种医学图像处理装置包括:第一采集单元;第二采集单元;以及部位移除图像生成单元,其中,所述第一采集单元适于采集第一射线照片,所述第一射线照片是被生成为使被包括在指示患者的身体的内部的三维结构的体积数据中的部位之中的指定部位或预定部位得到加强的虚拟射线照片;所述第二采集单元适于采集所述患者的所述身体的所述内部的第二射线照片;并且所述部位移除图像生成单元适于通过参考所述第一射线照片从所述第二射线照片移除所述指定部位或所述预定部位或者移除所述指定部位或所述预定部位以外的部位来生成部位移除图像。



1. 一种医学图像处理装置,包括:

第一采集单元;

第二采集单元;以及

部位移除图像生成单元,其中

所述第一采集单元适于采集第一射线照片,所述第一射线照片是表示体积数据的投影的虚拟射线照片,所述体积数据表示患者的身体的内部的三维结构,并且所述虚拟射线照片被生成加强指示被包括在所述体积数据中的所述患者的所述身体的所述内部的所述三维结构的部位之中的指定部位或预定部位;

所述第二采集单元适于采集所述患者的所述身体的所述内部的第二射线照片;并且

所述部位移除图像生成单元适于通过移除所述指定部位或所述预定部位或者通过移除其他部位来生成部位移除图像,所述其他部位是除所述指定部位或所述预定部位以外的部位,其中,所述部位移除图像生成单元具有平滑单元,所述平滑单元适于将参考所述第一射线照片形成的平滑滤波器应用于所述第二射线照片,其中,

对于通过移除所述其他部位来生成所述部位移除图像的情况,所述部位移除图像是根据在已经应用所述平滑滤波器之后的所述第二射线照片而被生成的,并且

对于通过移除所述指定部位或所述预定部位来生成所述部位移除图像的情况,所述部位移除图像是根据在已经应用所述平滑滤波器之前的所述第二射线照片与在已经应用所述平滑滤波器之后的所述第二射线照片之间的差异而被生成的。

2. 根据权利要求1所述的医学图像处理装置,其中,所述第二采集单元连续地采集所述第二射线照片,所述医学图像处理装置还包括:

外部输出单元,其适于连续地输出所述部位移除图像。

3. 根据权利要求1所述的医学图像处理装置,包括:

体积数据采集单元,其适于采集所述体积数据;以及

第一射线照片生成单元,其适于生成所述第一射线照片,其中

所述体积数据采集单元和所述第一射线照片生成单元被提供在所述第一采集单元的上游侧。

4. 根据权利要求1所述的医学图像处理装置,其中:

所述部位移除图像生成单元具有平滑单元,所述平滑单元适于将参考所述第一射线照片形成的平滑滤波器应用于所述第二射线照片。

5. 一种放射治疗装置,包括:

射线照片成像单元;

移动量计算单元;

处置台移动单元;

识别单元;以及

射束发出单元,其中

所述射线照片成像单元适于对通过根据权利要求2所述的医学图像处理装置的所述第二采集单元采集的所述第二射线照片进行成像;

所述移动量计算单元适于基于经成像的第二射线照片来计算具有被安放在处置台上的所述患者的所述处置台的移动量;

所述处置台移动单元适于根据所述移动量来移动所述处置台；

所述识别单元适于基于从所述医学图像处理装置的所述外部输出单元连续输出的所述部位移除图像来识别跟踪目标；并且

所述射束发出单元适于以当在多幅连续的部位移除图像中改变的所述跟踪目标与所述射束的辐照点相匹配时的时间安排向所述患者的患处发出医学辐射的射束，或者所述射束发出单元适于在跟踪所述跟踪目标的同时向所述跟踪目标发出所述射束。

6. 根据权利要求5所述的放射治疗装置，其中，所述医学辐射的射束为X射线和重粒子射束。

7. 一种用于处理医学图像的方法，包括：

第一采集步骤；

第二采集步骤；以及

生成步骤，其中

所述第一采集步骤为采集第一射线照片，所述第一射线照片是表示体积数据的投影的虚拟射线照片，所述体积数据表示患者的身体的内部的三维结构，并且所述虚拟射线照片被生成加强指示被包括在所述体积数据中的所述患者的所述身体的所述内部的所述三维结构的部位之中的指定部位或预定部位；

所述第二采集步骤为采集所述患者的所述身体的所述内部的第二射线照片；并且

所述生成步骤为通过移除所述指定部位或所述预定部位或者通过移除其他部位来生成部位移除图像，所述其他部位是除所述指定部位或所述预定部位以外的部位，其中，所述生成步骤包括将参考所述第一射线照片形成的平滑滤波器应用于所述第二射线照片，其中，

对于通过移除所述其他部位来生成所述部位移除图像的情况，所述部位移除图像是根据在已经应用所述平滑滤波器之后的所述第二射线照片而被生成的，并且

对于通过移除所述指定部位或所述预定部位来生成所述部位移除图像的情况，所述部位移除图像是根据在已经应用所述平滑滤波器之前的所述第二射线照片与在已经应用所述平滑滤波器之后的所述第二射线照片之间的差异而被生成的。

8. 一种计算机可读存储介质，其中存储了用于令计算机运行根据权利要求7所述的方法的步骤的医学图像处理程序。

用于处理医学图像的装置、方法和程序以及放射治疗装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请基于并要求于2014年11月19日提交的、来自日本专利申请号2014-234672的优先权,通过引用将其中的每个的全部内容并入本文。

技术领域

[0003] 本发明涉及一种用于处理患者的身体的内部的射线照片的医学图像处理技术以及使用所述医学图像处理技术的放射治疗装置。

背景技术

[0004] 在通过向患者的患处发出辐射作为处置而执行的放射治疗中,在一些情况中,患处可以随时间与呼吸、心跳、肠道和内部气体的运动等一起改变。在这样的情况中,跟踪患处的运动以确定辐射发出的适当时间安排,或者在跟踪患处的同时发出辐射。

[0005] 为了跟踪这样的可改变的患处,已知基于示出患处外周的X射线射线照片来跟踪患处的跟踪方案。

[0006] 该方案具有以下问题:即,在放射照片中反射的骨降低了跟踪目标的探测准确度。为对付该问题,医学图像处理技术被认为是有用的。医学图像处理技术根据X射线射线照片生成仅示出骨的射线照片和/或将骨移除的射线照片。例如,在专利文献1(美国专利号7545965)中,放射摄影用于生成仅示出骨的射线照片。从原始射线照片中减去仅示出骨的射线照片以生成不具有骨的射线照片。

[0007] 然而,专利文献1的方案需要使用一对射线照片作为教导图像的在先学习,该对射线照片是射线照片和仅示出骨的射线照片,利用双能X射线成像装置提前采集所述射线照片和所述仅示出骨的射线照片。

[0008] 关注的是,在教导图像与处理目标图像之间的射线摄影条件不同的情况中,使用教导图像的方案可以引起医学图像处理的性能的劣化。此外,存在作为教导图像的对象的人被放射性所污染的问题。

[0009] 应当指出,射线照片包括放射摄影图像、荧光透视图像以及数字重建的射线照片(DRR)的意义。

发明内容

[0010] 在考虑这样的境况时,本发明的实施例的目的是提供一种医学图像处理技术,所述医学图像处理技术能够提供将诸如骨的部位以高准确度移除的射线照片或将除诸如骨的部位以外的部位以高准确度移除的射线照片,而不管放射摄影条件如何并且无需教导图像。

[0011] 该实施例的另一目的是提供一种使用所述医学图像处理技术的放射治疗装置,所述装置能够精确地辨识出通过呼吸和其他因素而可移动的患处的位置,并且仅向患处发出医学辐射以便使对健康细胞的影响最小化。这里,所述医学辐射包括X射线、 γ 射线、电子射

束、质子射束、中子射束,以及重粒子射束。在后文中,所述医学辐射也被称为射束。

[0012] 根据本发明的实施例的医学图像处理装置包括:第一采集单元;第二采集单元;以及部位移除图像生成单元,其中,所述第一采集单元适于采集第一射线照片,所述第一射线照片是被生成为使被包括在指示患者的身体的内部的三维结构的体积数据中的部位之中的指定部位或预定部位得到加强的虚拟射线照片;所述第二采集单元适于采集所述患者的所述身体的所述内部的第二射线照片;并且所述部位移除图像生成单元适于通过参考所述第一射线照片从所述第二射线照片移除所述指定部位或所述预定部位或者移除除所述指定部位或所述预定部位以外的部位来生成部位移除图像。

[0013] 根据本发明的实施例的放射治疗装置包括:射线照片成像单元;移动量计算单元;处置台移动单元;识别单元;以及射束发出单元,其中,所述射线照片成像单元适于对由所述第二采集单元采集的第二射线照片进行成像;所述移动量计算单元适于基于经成像的第二射线照片来计算具有被安放在处置台上的患者的所述处置台的移动量;所述处置台移动单元适于根据所述移动量来移动所述处置台;所述识别单元适于基于从医学图像处理装置的外部输出单元连续输出的部位移除图像来识别跟踪目标;并且所述射束发出单元适于以当在多幅连续的部位移除图像中改变的跟踪目标与所述射束的辐照点相匹配时的时间安排向所述患者的患处发出为诸如X射线和重粒子射束的医学辐射的射束,或者所述射束发出单元适于在跟踪所述跟踪目标的同时向所述跟踪目标发出所述射束。

[0014] 本发明的实施例提供了一种医学图像处理技术,所述医学图像处理技术能够提供将诸如骨的部位以高准确度移除的射线照片或将除诸如骨的部位以外的部位以高准确度移除的射线照片,而不管放射摄影条件如何并且无需教导图像。

[0015] 此外,本发明的实施例提供了一种使用所述医学图像处理技术的放射治疗装置,所述装置能够精确地辨识出通过呼吸和其他因素而可移动的患处的位置,并且仅向患处发出射束以便使对健康细胞的影响最小化。

附图说明

[0016] 图1是图示根据本发明的实施例的医学图像处理装置和使用所述医学图像处理装置的放射治疗装置的方框图;

[0017] 图2图示了第一射线照片,所述第一射线照片为具有被包括在患者的胸部的体积数据中的、得到加强的骨的区的DRR;

[0018] 图3图示了患者的胸部的第二射线照片;

[0019] 图4是图示根据实施例的医学图像处理装置中的部位移除图像生成单元的内部配置的方框图;

[0020] 图5A、图5B和图5C是图示部位移除图像生成单元中的图像处理的过程的说明图;

[0021] 图6D、图6E和图6F是图示部位移除图像生成单元中的图像处理的过程的说明图;

[0022] 图7是图示构成部位移除图像生成单元的平滑单元的范例的说明图;

[0023] 图8是图示构成部位移除图像生成单元的平滑单元的另一范例的说明图;

[0024] 图9是图示部位移除图像P3的一个范例的示意图;

[0025] 图10是图示构成部位移除图像生成单元的图像修复单元的范例的说明图;

[0026] 图11是图示根据实施例的用于处理医学图像的方法和程序中的操作以及使用所

述方法和所述程序的放射治疗装置的流程图;并且

[0027] 图12是图示根据本发明另一实施例的医学图像处理装置和使用所述医学图像处理装置的放射治疗装置的方框图。

具体实施例

[0028] 在下文中将参考附图来描述本发明的实施例。

[0029] 如图1中所图示的,医学图像处理装置10包括:体积数据采集单元11,其适于采集指示患者的身体的内部的三维结构的体积数据B;部位加强单元14,其适于生成使指定部位(例如,骨)的区得到加强的体积数据B';第一射线照片生成单元16,其适于生成第一射线照片M作为虚拟射线照片,所述虚拟射线照片是基于体积数据B'的数字重建射线照片(DRR);第二射线照片采集单元12,其适于采集从规定方向示出患者42的身体的内部的第二射线照片N;以及部位移除图像生成单元20,其适于从第二射线照片N移除指定部位(例如,骨)以生成部位移除图像P2,或者适于从第二射线照片N移除除指定部位以外的部位以生成部位移除图像P3。

[0030] 在图1的医学图像处理装置10中,省略了被定位在部位移除图像生成单元20的上游侧上并适于采集第一射线照片M(M')的第一采集单元51(参见图12)。

[0031] 在医学图像处理装置10中,第二射线照片采集单元12连续地采集第二射线照片N。医学图像处理装置10还包括:可变形配准单元17,其适于运行可变形配准,以用于基于所采集的第二射线照片N将第一射线照片M变形为第一射线照片M';以及外部输出单元19,其适于将对应于所采集的第二射线照片N的部位移除图像P2连续地输出至外部。

[0032] 放射治疗装置30包括:射线照片成像单元31,其适于对由医学图像处理装置10的第二射线照片采集单元12采集的第二射线照片N进行成像;处置台移动单元33,其适于移动具有被安放在处置台43上的患者42的处置台43使得设定的目标被对准;跟踪目标识别单元34,其适于基于从医学图像处理装置10的外部输出单元19连续输出的部位移除图像P2来识别跟踪目标;确定单元35,其适于确定多幅连续的部位移除图像P2中的可改变的跟踪目标是否与射束41的辐照点相匹配;以及射束发出单元36,其适于以在确定跟踪目标与辐照点相匹配时的时间安排来发出射束。

[0033] 由体积数据采集单元11采集的体积数据B是利用例如X射线CT扫描器进行成像的患者的身体的内部的三维图像。另外,体积数据B也可以是利用MRI装置进行成像的图像。体积数据B可以是指示患者的身体的内部的三维结构的任何图像。

[0034] 在使用该体积数据B时,基于各自的体素的值,诸如骨和各个器官的身体内部的部分能够是可分析的。

[0035] 在部位设定单元13中,在信息表中列出了各个部位的名称。在用户希望移除或留下某个部位时,用户能够指定该部位的名称,使得该部位能够被移除或不被移除而留下。

[0036] 更具体地,在部位设定单元13中,用户指定第二射线照片N(图3)中最终被移除或留下的部位。尽管在该实施例中指定为骨,但是要指定的部位不是特定限制的。在要被移除的部位是预定的时,并非用户指定的部位而是预定的部位可以被设定。在该情况中,部位设定单元13可以被省略。在后文中,部位设定单元13中设定的部位被称为设定部位。

[0037] 部位加强单元14基于体素的值来自动确定对应于体积数据B中的设定部位的区。

部位加强单元14通过重写对应于第一射线照片生成单元16中生成的第一射线照片M中的设定部位的区的体素值来生成体积数据B'，使得设定部位被加强。

[0038] 例如，在体积数据B是CT数据时，通过将对应于设定部位的区的体素的值设定为1并且将其他体素的值设定为0来生成体积数据B'。或者通过保持对应于设定部位的区的体素的值不变同时将其他体素的值设定为0来生成体积数据B'。

[0039] 第一射线照片生成单元16设定体积数据B'周围的虚拟视点和图像平面，并且生成通过透视投影获得的体积数据B'的DRR的第一射线照片M。

[0040] 第一射线照片M的虚拟视点和图像平面由3D-2D配准单元15来设定。3D-2D配准单元15接收体积数据B和第二射线照片N的输入。在3D-2D配准单元15中，通过3D-2D配准来计算虚拟视点和图像平面，所述虚拟视点和所述图像平面在几何上类似于在对第二射线照片N进行摄影(图3)中使用的那些虚拟视点和图像平面。通过进行3D-2D配准，第二射线照片N和第一射线照片M中的对象的位置被对准。

[0041] 图2图示了体积数据B'的第一射线照片M的范例，其中，骨作为被加强的设定部位。图2是二值图像，以黑色表示骨，并且以白色表示除骨以外的部位。取决于在部位加强单元14中如何生成体积数据B'，在第一射线照片M中如何加强部位区是不同的。例如，第一射线照片M可以是多值图像，在所述多值图像中，对应于设定部位的区是有阴影的，而其他区是无阴影的且仅具有一个值。

[0042] 由于为二维图像的第一射线照片M是三维体积数据B'在图像平面上的透视投影，因此经加强的区是设定部位(骨)的区。

[0043] 以该方式生成的第一射线照片M包括指示在第二射线照片N上反射的部位的位置的信息，所述部位是要从第二射线照片N中移除的。

[0044] 图3中图示的第二射线照片N例如是X射线放射镜图像，所述X射线放射镜图像是利用被配置为对患者的身体的内部进行放射摄影的装置通过从预定位置发出X射线来进行成像的。除X射线以外的辐射也可以用于进行放射摄影。

[0045] 经由此成像的第二射线照片N以电子方式被传送并由第二射线照片采集单元12采集。

[0046] 所图示的第二射线照片N是由放射治疗装置30的X射线发出单元45和X射线探测单元46进行实时成像的患者42的图像。

[0047] 在该情况中，在由第二射线照片采集单元12随时间采集的多幅第二射线照片N中，设定部位(骨)的形状或位置按次序地与呼吸一起改变。

[0048] 即使对相同患者进行摄影，归因于诸如偏离的摄影时间、床上姿势的微小差异、以及呼吸相位的偏差的因素，第一射线照片M和第二射线照片N不必在所有区中彼此重合。

[0049] 相应地，可变形配准单元17运行可变形配准，所述可变形配准基于所采集的第二射线照片N将第一射线照片M变形为第一射线照片M'。

[0050] 因此，第一射线照片M中的对象的位置与第二射线照片N中的位置重合。

[0051] 在第一射线照片M和第二射线照片N中的对象的位置重合时，不必运行可变形配准。

[0052] 即使在位置没有完美重合时，可变形配准单元17仍然是可省略的。为了省略单元17，采用第一射线照片M来替代第一射线照片M'。在位置不是完美重合时，省略可变形配准

单元17可以引起部位移除图像的显示质量劣化。

[0053] 这里,关于身体内部的多个部位(皮肤、骨、内部器官、血管、支气管等)的组织信息被叠加在构成第二射线照片N的像素上,所述多个部位被到达X射线探测单元46的每个像素的辐射所穿透。

[0054] 相应地,如果被包括在第二射线照片N的各自的像素的值中的组织信息(骨信息)中的一些被移除,则能够获得身体内部的对应部位(骨)被移除的射线照片。

[0055] 部位移除图像生成单元20通过从第二射线照片N移除设定部位(骨)来生成部位移除图像P2。

[0056] 根据该部位移除图像P2,能够增强其他身体组织(患处)的可见性,所述其他身体组织归因于第二射线照片N中一些部位(骨)的存在而难以视觉辨识。

[0057] 如图4中所图示的,部位移除图像生成单元20具有平滑单元22和差异计算单元23,其中,所述平滑单元22适于生成将除设定部位(骨)以外的部位移除的部位移除图像P3,所述差异计算单元23适于运行对第二射线照片N与部位移除图像P3的差异计算,以生成部位移除图像P。

[0058] 部位移除图像生成单元20还具有:图像修复单元24,其适于生成部位移除图像P4,所述部位移除图像P4排除设定部位(骨)和微小像图(minute image pattern)两者;加法处理单元25,其适于将部位移除图像P加至部位移除图像P4,以生成部位移除图像P1;以及调节单元26,其适于从部位移除图像P1移除伪影噪声或者适于执行对部位移除图像P1的图像调节,以生成部位移除图像P2。

[0059] 图5A的左侧图像图示了第二射线照片N(图3)的局部剖视图。图5A的右侧图形视图是图示在左侧图像上延伸的线段上的像素的强度的示意图。该图形视图的水平轴表示线段上的位置,并且垂直轴表示强度。

[0060] 如在该图形视图中所图示的,标绘骨的线段的中心附近的部分比不标绘骨的线段的两侧上的部分(肺野)具有相对较小的强度。此外,根据该图形,源自于其他身体组织(支气管等)的图像模式的存在被辨识出而不管骨的存在。

[0061] 图5B的左侧图像图示了部位移除图像P3的局部区域。将参考图7的流程图来描述平滑单元22的范例。

[0062] 构成第二射线照片N的多个像素中的任一个(图5B)被设定为感兴趣像素(S21)。每当重复图7的流程时,感兴趣像素移位至第二射线照片N上的另一邻近像素。

[0063] 在感兴趣像素对应于设定部位(骨)时(S22中为是),根据计算公式(1)来计算第一代表性值 $Y(p)$,所述计算公式(1)计算表示设定部位(骨)的像素的值的平均值,并将所计算的第一代表性值 $Y(p)$ 设定为部位移除图像P3的感兴趣像素的值(S23)。在感兴趣像素不表示设定部位(骨)时(S22中为否),根据计算公式(2)来计算第二代表性值 $Y(p)$,所述计算公式(2)计算不表示设定部位(骨)的像素的值的平均值,并将所计算的第二代表性值 $Y(p)$ 设定为部位移除图像P3的感兴趣像素的值(S24)。

[0064] 这里,参考第一射线照片 M' 来确定感兴趣像素是否表示设定部位(骨)。在公式中, p 表示感兴趣像素的位置向量, $X(q)$ 表示被定义为 p 的外周的像素的感兴趣像素 q 的值, $\Omega(p)$ (参见图8)表示感兴趣像素的外周的一组像素, $B(p)$ 表示这样的一组像素,所述一组像素表示在被包括在 Ω

[0065] (p) 中的像素之中的设定部位(骨), 并且 $S(p)$ 表示这样的一组像素, 所述一组像素不表示在被包括在 $\Omega(p)$ 中的像素之中的设定部位(骨)。项 $|B(p)|$ 和 $|S(p)|$ 分别表示组 $B(p)$ 和组 $S(p)$ 的元素的数目。

[0066] 此外, $\Omega(p)$ 表示组 $B(p)$ 和组 $S(p)$ 的并集。

[0067] 在针对被包括在第二射线照片N中的所有像素计算了代表性值 $Y(p)$ 之后(S25中为是), 输出部位移除图像P3。所述部位移除图像P3是通过从第二射线照片N移除除设定部位(骨)以外的部位而形成的部位移除图像。

[0068] 图5B的右侧图形视图是图示在图5B的左侧的部位移除图像P3上延伸的线段上的像素的强度的示意图。图形视图的水平轴表示线段上的位置, 并且垂直轴表示强度。

[0069] 如该图形视图中所指示的, 部位移除图像P3没有源自于除设定部位(骨)以外的身体组织(支气管等)的微小像图。

[0070] 将参考图8的流程图来描述平滑单元22的另一范例。

[0071] 构成部位移除图像P3的多个像素中的任一个(图5B)被设定为感兴趣像素(S31)。每当重复图8的流程时, 感兴趣像素移位至部位移除图像P3上的另一邻近像素。

[0072] 或者构成第二射线照片N的多个像素中的任一个(图5A)被设定为感兴趣像素(S31)。每当重复图8的流程时, 感兴趣像素移位至第二射线照片N上的另一邻近像素。

[0073] 根据计算公式(3)来计算第三代表性值 $Y(p)$, 而不管感兴趣像素是否表示设定部位(骨)(S32)。

[0074] 在该公式中, q 表示 $\Omega(q)$ 中的像素, 并且 $w(q)$ 表示应用于 $\Omega(q)$ 中的像素 q 中的每个的权重。权重系数 $w(q)$ 被设定为第一射线照片M'中的感兴趣像素 p 的值越接近第一射线照片M'中的像素 q 的值, 权重系数 $w(q)$ 就越大。

[0075] 例如, 在感兴趣像素 p 表示设定部位(骨), 而像素 q 不表示设定部位(骨)时, 感兴趣像素 p 和像素 q 的值彼此不同, 使得权重系数 $w(q)$ 取小的值。

[0076] 相反, 在感兴趣像素 p 和像素 q 都表示设定部位(骨)时, 或在感兴趣像素 p 和像素 q 都不表示设定部位(骨)时, 感兴趣像素 p 和像素 q 的值彼此接近, 使得权重系数 $w(q)$ 取大的值。

[0077] 在针对被包括在第二射线照片N中的所有像素计算了第三代表性值 $Y(p)$ 之后(S33中为是), 输出部位移除图像P3。所述部位移除图像P3是通过从第二射线照片N移除除设定部位(骨)以外的部位而形成的部位移除图像。

[0078] 图5C的左侧图像图示了通过前述平滑单元22(图4)的另一范例进行平滑的部位移除图像P3的部位。

[0079] 图5C的右侧图形视图是图示在部位移除图像P3上延伸的线段上的像素 $Y(p)$ 的强度的示意图。该图形视图的水平轴表示线段上的位置, 并且垂直轴表示强度。

[0080] 确认的是, 图5C的情况也能够提供与图5B类似的结果。

[0081] 用于计算每个区域的平均值的计算公式(1)和(2)和用于计算加权平均系数的计算公式(3)已经被图示为用于计算平滑单元22中的代表性值 $Y(p)$ 的方法。然而, 该方法不限于所公开的方法。在公式(1)和(2)中计算的每个区域中的平均值可以由每个区域中的中位值或每个区域中的众数值来替换。可以采用加权中位值来替代在计算公式(3)中计算的加权平均系数。由于在任一情况中都涉及第一射线照片M', 因此提供边缘保持平滑滤波器。为

了计算代表性值 $Y(p)$ ，可以使用涉及第一射线照片 M' 的其他平滑滤波器。平滑滤波器的范例包括双边滤波器、 ϵ 滤波器以及引导图像滤波器。通过参考第一射线照片 M' 执行平滑来提供边缘保持平滑滤波器。

[0082] 因此，平滑单元22中的经平滑的部位移除图像 $P3$ (图4) 是通过从如图9中所图示的第二射线照片 N 移除除设定部位 (骨) 以外的部位所形成的部位移除图像。

[0083] 差异计算单元23 (图4) 运行构成部位移除图像 $P3$ 的像素与构成第二射线照片 N 的像素的差异计算。作为运行该差异计算的结果的图像输出是第二射线照片 N 中移除设定部位 (骨) 的部位移除图像 P 。

[0084] 图6D的左侧图像图示了部位移除图像 P 的部位。图6D的右侧图形视图是图示在左手侧图像上延伸的线段上的像素的强度的示意图。图形视图的水平轴表示线段上的位置，并且垂直轴表示强度。

[0085] 如在图形视图中所指示的，骨被移除的部位移除图像 P 清楚地示出了源自于其他身体组织 (支气管等) 的图像模式，在描绘骨时难以对所述其他身体组织的存在进行感测。换言之，能够增强在被另一身体组织覆盖的状态中难以辨识的其他组织的可见性。部位移除图像 P 可以具有负值。

[0086] 图像修复单元24 (图4) 通过参考第一射线照片 M' 从第二射线照片 N 移除设定部位 (骨) 和其他微小像图来生成部位移除图像 $P4$ 。

[0087] 将参考图10的流程图来描述图像修复单元24的操作。

[0088] 构成第二射线照片 N 的多个像素中的任一个 (图5B) 被设定为感兴趣像素 ($S41$)。每当重复图10的流程时，感兴趣像素移位至第二射线照片 N 上的另一邻近像素。

[0089] 根据计算公式 (4) 来计算第四代表性值 $Y(p)$ ，而不管感兴趣像素是否表示设定部位 (骨) ($S42$)。

[0090] 更具体地，基于不表示感兴趣像素 p (参见图8) 的外周的一组像素 $\Omega(p)$ 中的设定部位 (骨) 的一组像素 $S(p)$ 来生成第四代表性值 $Y(p)$ 。根据第四代表性值 $Y(p)$ 的计算公式 (4)，计算被包括在一组像素 $S(p)$ 中的一个或多个像素的平均值。在计算公式 (4) 中代替使用平均值，可以使用诸如加权平均系数、中位值、权重中位值以及众数值的值。

[0091] 相应地，在感兴趣像素 p 表示设定部位 (骨) 时，第四代表性值 $Y(p)$ 是根据不表示设定部位 (骨) 的周围像素来进行图像修复的值。

[0092] 在感兴趣像素 p 不表示设定部位 (骨) 时，第四代表性值 $Y(p)$ 取这样的值，所述值是通过在不表示设定部位 (骨) 的周围像素的值进行平滑而获得的。

[0093] 在针对被包括在第二射线照片 N 中的所有像素计算了第四代表性值 $Y(p)$ 之后 ($S43$ 中为是)，输出部位移除图像 $P3$ 。

[0094] 图6E的左侧图像图示了由前面提及的图像修复单元24 (图4) 转化处理的部位移除图像 $P4$ 的部位。

[0095] 图6E的右侧图形视图是图示在部位移除图像 $P4$ 上延伸的线段上的像素 $Y(p)$ 的强度的示意图。该图形视图的水平轴表示线段上的位置，并且垂直轴表示强度。

[0096] 因此，经图像修复的部位移除图像 $P4$ 是骨和其他组织 (支气管等) 被移除的部位移除图像。

[0097] 加法处理单元25 (图4) 将构成部位移除图像 P 的像素与构成部位移除图像 $P4$ 的像

素相加。

[0098] 图6F的左侧图像图示了由前面提及的加法处理单元25(图4)加法处理的部位移除图像P1的部位。

[0099] 图6F的右侧图形视图是图示在部位移除图像P1上延伸的线段上的像素Y(p)的强度的示意图。该图形视图的水平轴表示线段上的位置,并且垂直轴表示强度。

[0100] 以该方式加法处理的部位移除图像P1是不具有任何负值的图像,这是因为将骨移除而使得除骨以外的其他身体组织(支气管等)是清晰的。

[0101] 调节单元26从部位移除图像P1移除伪影噪声或执行对部位移除图像P1的图像调节以生成并输出部位移除图像P2。

[0102] 在本文中的伪影噪声指的是在3D-2D配准单元15或可变形配准单元17具有不足的准确度时在设定部位(骨)与其他部位之间的边界附近生成的强度的不均匀。

[0103] 在该情况中,能够通过边界附近的强度进行平滑来减少伪影噪声。由于边界上的信息被包括在第一射线照片M'中,因此通过参考第一射线照片M,对强度进行平滑来减少伪影噪声。

[0104] 图像调节的范例包括通过使用非锐化掩膜滤波器或高斯滤波器来加强图像和衰减图像,这能够增强身体组织的可见性。

[0105] 尽管调节单元26在图4中被放置在加法处理单元25之后,但是调节单元26也可以被放置在其他位置中或者可以放置多个调节单元26。例如,调节单元26可以被放置在差异计算单元23之后以处理部位移除图像P。

[0106] 在用于在部位移除图像生成单元20中移除设定部位(骨)的前面提及的处理中,不表示设定部位(骨)的像素的值可以从第二射线照片N的值改变。可以修改该处理使得不表示设定部位(骨)的像素参考第一射线照片M'而取第二射线照片N的原始值。

[0107] 在用于在部位移除图像生成单元20中移除除设定部位(骨)以外的部位的前面提及的处理中,表示设定部位(骨)的像素的值可以从第二射线照片N的值改变。可以改变该处理使得表示设定部位(骨)的像素参考第一射线照片M'而取第二射线照片N的原始值。

[0108] 外部输出单元19(图1)将从部位移除图像生成单元20输出的部位移除图像P2输出至外部。当在第二采集单元12中连续采集多幅第二射线照片N时,外部输出单元19与采集同步地将对应的部位移除图像P2连续输出至外部。

[0109] 外部输出单元19可以不输出部位移除图像P2而是输出部位移除图像P、P1、P3和P4中的任一幅。在来自外部输出单元19的输出被改变为除部位移除图像P2以外的图像时,可以从部位移除图像生成单元20移除不必要的元素。例如,在来自外部输出单元19的输出被改变为部位移除图像P时,对于部位移除图像生成单元20而言,在生成部位移除图像P中不使用的图像修复单元24、加法处理单元25以及调节单元26是不必要的。

[0110] 前文中描述的医学图像处理装置10包括专用芯片、诸如现场可编程门阵列(FPGA)、图形处理单元(GPU)或中央处理单元(CPU)的控制设备、诸如只读存储器(ROM)和随机存取存储器(RAM)的存储设备、诸如硬盘驱动器(HDD)和固态驱动器(SSD)的外部存储设备、诸如显示单元的显示设备、输入鼠标和键盘的输入设备、以及通信I/F。医学图像处理装置10能够由使用通用计算机的硬件配置来实施。

[0111] 医学图像处理装置10中运行的程序被提供为预安装在ROM或其他存储设备中。或

者该程序可以被存储在诸如CD-ROM、CD-R、存储卡、DVD以及软盘的计算机可读存储介质中，并且可以被提供为可安装或可执行格式的文件。

[0112] 根据本实施例的医学图像处理装置10中运行的程序可以被存储在连接到诸如互联网的网络的计算机上，并且可以通过经由网络进行下载来提供。

[0113] 将再次参考图1继续进行描述。

[0114] 放射治疗装置30在患者42的身体内部的患处进行一次射击，其中，处置射束41用于对患处的处置。

[0115] 在为重粒子射束的射束41进入身体时，射束41在经过身体的过程中损失其动能。在射束41降低至某个规定的速率时，射束41突然停止并生成被称为布拉格峰的大剂量的辐射。利用以此方式在精确位置处生成的大剂量的辐射，能够仅射中并杀死癌细胞同时能够使对健康细胞的影响最小化。

[0116] 相应地，使用重粒子射束41的处置技术具有对诸如癌症的恶性肿瘤的高治疗作用、低副作用、对身体的负荷降低等的优异特征。

[0117] 不论处置射束41的类型，要求放射治疗装置30将要被发出的射束41准确地对准患处以便防止正常组织被破坏。

[0118] 相应地，在射束发出之前通过X射线观察等来指定患处的位置，并且由移动单元33适当地调节具有被安放在可移动处置台43上的患者的可移动处置台43的位置和角度，使得患处被准确地定位在射束41的发出范围内。

[0119] 射线照片成像单元31控制X射线发出单元45(45a、45b)和X射线探测单元46(46a、46b)以对患者42的第二射线照片N进行成像。

[0120] 第二成像射线照片N被发送至移动量计算单元32，所述移动量计算单元32用于生成对于将射束41瞄准患处所必需的处置台移动单元33的移动量。第二成像射线照片N还由第二采集单元12来采集。

[0121] 在向存在于具有运动的内部器官(肺等)中的患处发出射束41时，必须考虑由呼吸、心跳等引起的周期性位移来确定发出时间安排，以确保射束发出的准确度。

[0122] 在这样的情况中，除了用于直接将射束41瞄准患处的方法之外，也采用用于将金标记物等嵌入在患处附近、借助于X射线摄影来跟踪标记物的移动、并且识别患处的位置的方法。

[0123] 识别单元34基于从医学图像处理装置10的外部输出单元19连续输出的部位移除图像P2来识别跟踪目标(患处或标记物)。

[0124] 确定单元35确定多幅连续部位移除图像P2中改变的跟踪目标是否与射束41的辐照点相匹配。

[0125] 射束发出单元36以在确定跟踪目标与辐照点相匹配时的时间安排来发出射束。向患者42发出的射束41包括X射线、 γ 射线、电子射束、质子射束、中子射束以及重粒子射束。

[0126] 参考图11的流程图(必要时参见图1)，给出了对在根据实施例的用于处理医学图像的方法和程序中的操作以及使用所述方法和所述程序的放射治疗装置的描述。

[0127] 利用X射线CT扫描器等对患者的身体的内部进行成像以采集体积数据(S11)。设定被包括在体积数据中的部位(骨)(S12)，并且根据体积数据生成被加强的设定部位的DRR作为第一射线照片M(S13)。

[0128] 同时,所采集的体积数据用于辨识患处的位置和范围,并且设定用于向患处发出射束41的发出条件(S14)。

[0129] 患者42被安放在放射治疗装置30的处置台43上,并且在喷口44以下直接移动处置台43(S15)。

[0130] 在该状态中,成像单元31被操作用于对患者42的射线照片进行成像(S16)。使得生成对于将射束41瞄准患处所必需的处置台43的移动量。然后,处置台43被移动直至对准患处(S17中为否/是)。

[0131] 成像单元31再次被操作用于启动对患者42的第二射线照片N进行连续成像(S18)。

[0132] 在医学图像处理装置10中采集从放射治疗装置30连续发送的第二射线照片N,并且基于第二射线照片N中的每幅针对第一射线照片M运行可变形配准(S19)。

[0133] 通过可变形配准生成第一射线照片M'被称为生成部位移除图像P2,其中,将骨从第二射线照片N中移除(S20),并且将所生成的部位移除图像P2传送至放射治疗装置30。

[0134] 放射治疗装置30识别并跟踪出自于所接收的部位移除图像P2的跟踪目标(患处或标记物)(S21)。以在跟踪目标与辐照点相匹配时的时间安排(S21中为否/是)来发出射束41(S23)。

[0135] 所发出的射束41在被移至辐照点的患处的位置处生成布拉格峰,并且从而处置该患处的细胞(结束)。

[0136] 可以将来自外部输出单元19的输出从部位移除图像P2改变为部位移除图像P或部位移除图像P1。由于部位移除图像P和部位移除图像P1没有设定部位(骨),因此可以容易地辨识出跟踪目标(患处或标记物)。在例如将隔膜设定为设定部位和跟踪目标的情况中,可以将来自外部输出单元19的输出从部位移除图像P2改变为部位移除图像P3或部位移除图像P4。由于从部位移除图像P3或部位移除图像P4移除了除设定部位(隔膜)以外的部位,因此容易跟踪该隔膜。

[0137] 尽管在所公开的范例中,放射治疗装置30对跟踪目标(患处或标记物)进行跟踪并以预定的时间安排来发出射束41,但是放射治疗装置30也可以跟踪患处并在跟踪患处的同时发出射束41。

[0138] 现在参考图12给出对根据另一实施例的医学成像装置10的描述。在图12中,在与图1中的那些部件构件具有共同的结构或功能的部件构件由相同的附图标记来指代以省略冗余描述。

[0139] 第一射线照片生成单元52包括例如图1的体积数据采集单元11、部位设定单元13、部位加强单元14、3D-2D配准单元15、第一射线照片生成单元16以及可变形配准单元17。

[0140] 医学成像装置10包括第一采集单元51、第二射线照片采集单元12、部位移除图像生成单元20以及外部输出单元19。

[0141] 第一采集单元51采集第一射线照片M',并且将所述第一射线照片M'发送至部位移除图像生成单元20。在医学成像装置10外部生成第一射线照片M'。

[0142] 尽管可以由除第一射线照片生成单元52以外的单元生成第一射线照片M',但是要基于体积数据B和第二射线照片N来生成第一射线照片M'。

[0143] 由于图1的医学图像处理装置10和图12的医学成像装置10两者中输入至部位移除图像生成单元20中的是相同的,因此从医学图像处理装置10输出的与从医学成像装置10输

出的是相同的。因此,图12的医学成像装置10具有与图1的医学图像处理装置10类似的作用。

[0144] 根据前面描述的实施例的医学图像处理装置,通过使用基于体积数据生成的第一射线照片来指定通过对患者进行成像获得的第二射线照片中包括的部位,使得能够提供将诸如骨的指定部位以高准确度移除的射线照片而不管放射摄影条件如何且无需教导图像。此外,实施例的放射治疗装置能够精确地辨识出通过呼吸和其他因素而可移动的患处的位置,并且仅向患处发出射束以便使对健康细胞的影响最小化。

[0145] 尽管已经描述了本发明的一些实施例,但是这些实施例在各方面中都是图示性的且不能被认为作为限制性解读的基础。应当理解,这些实施例能够以其他各种形式来执行,并且在不偏离本发明的意义的情况下能够进行各种移除、替换、修改和组合。这些实施例及其修改旨在被包括在本发明的范围和意义中,并且尤其旨在被包括在权利要求书及其等价物的范围中所公开的本发明中。

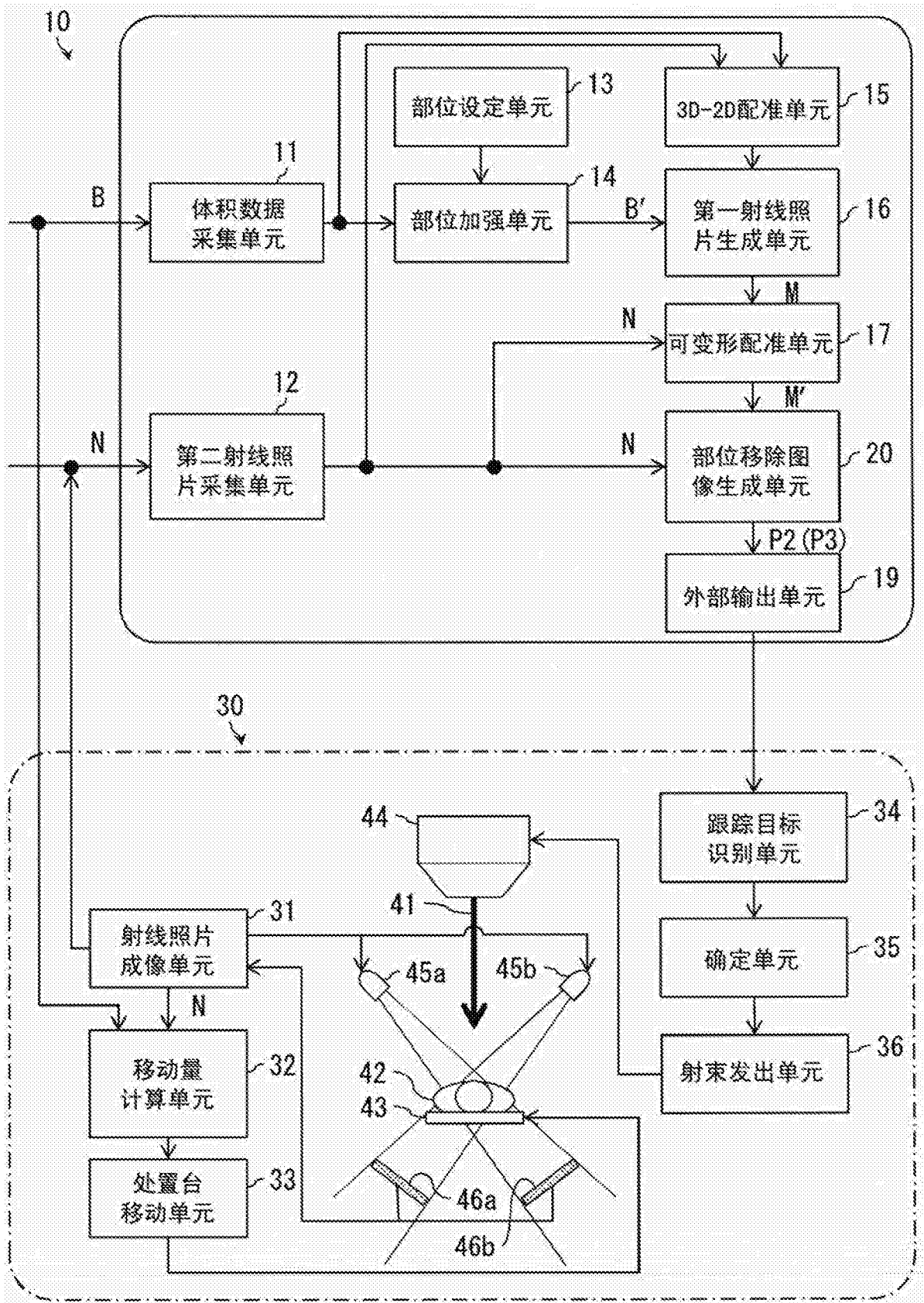


图1

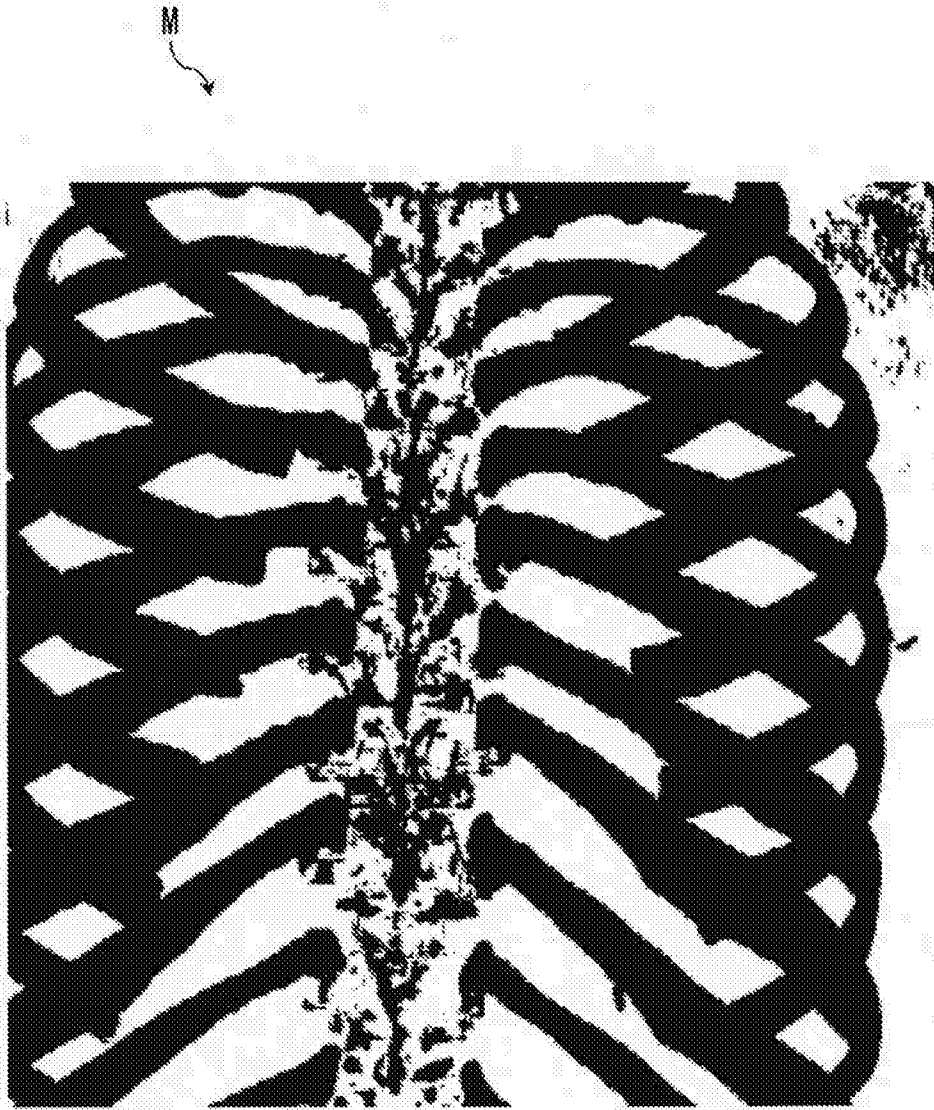


图2

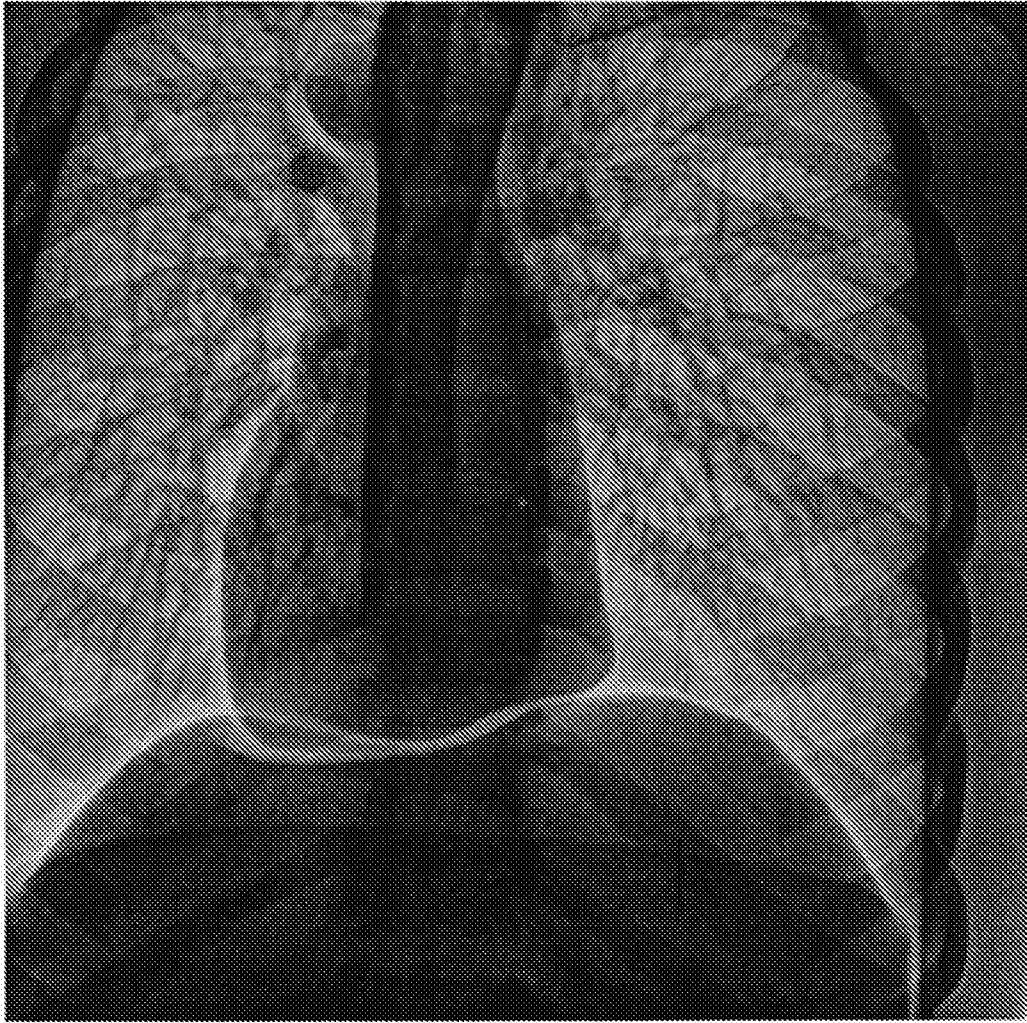


图3

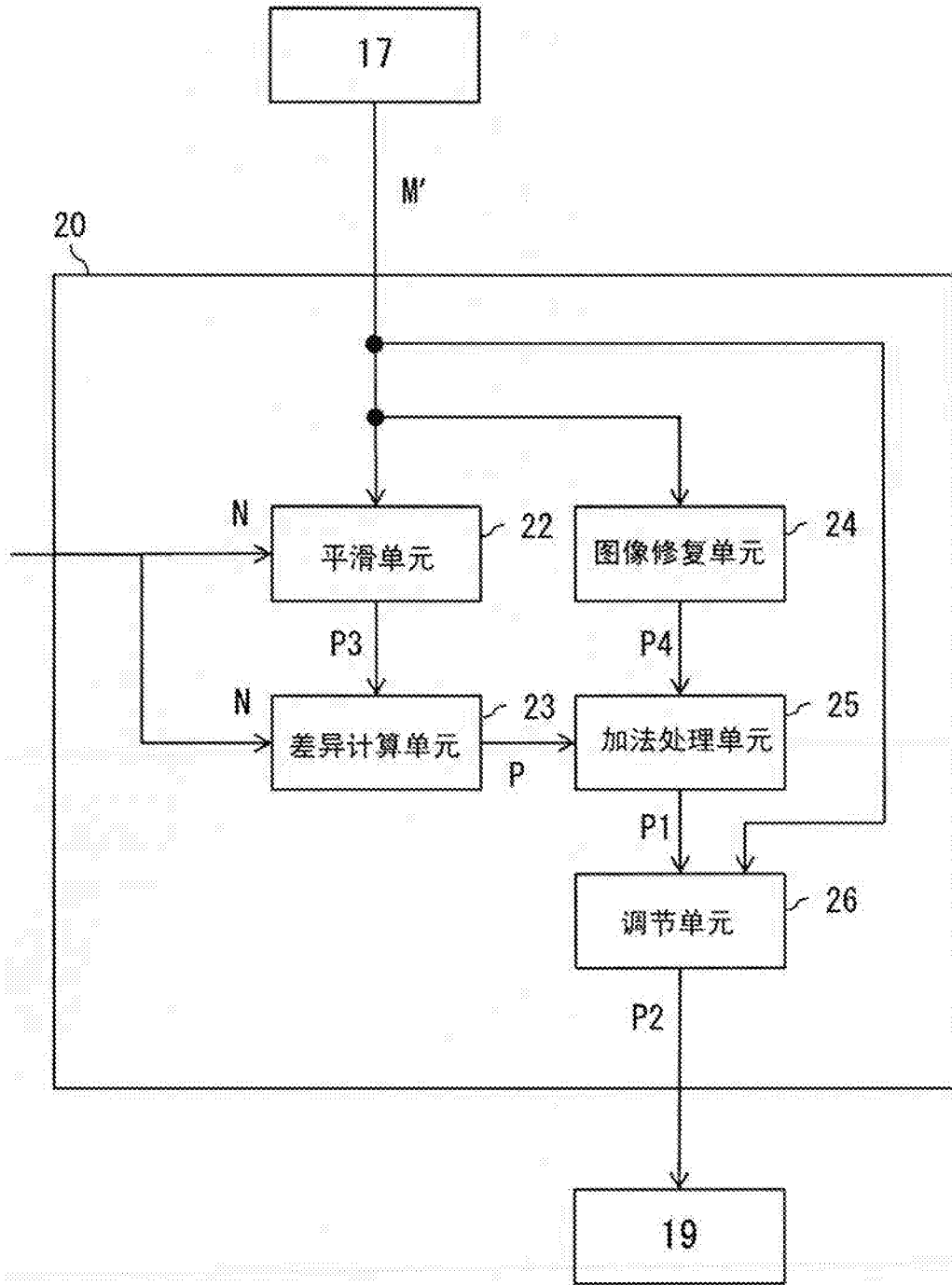
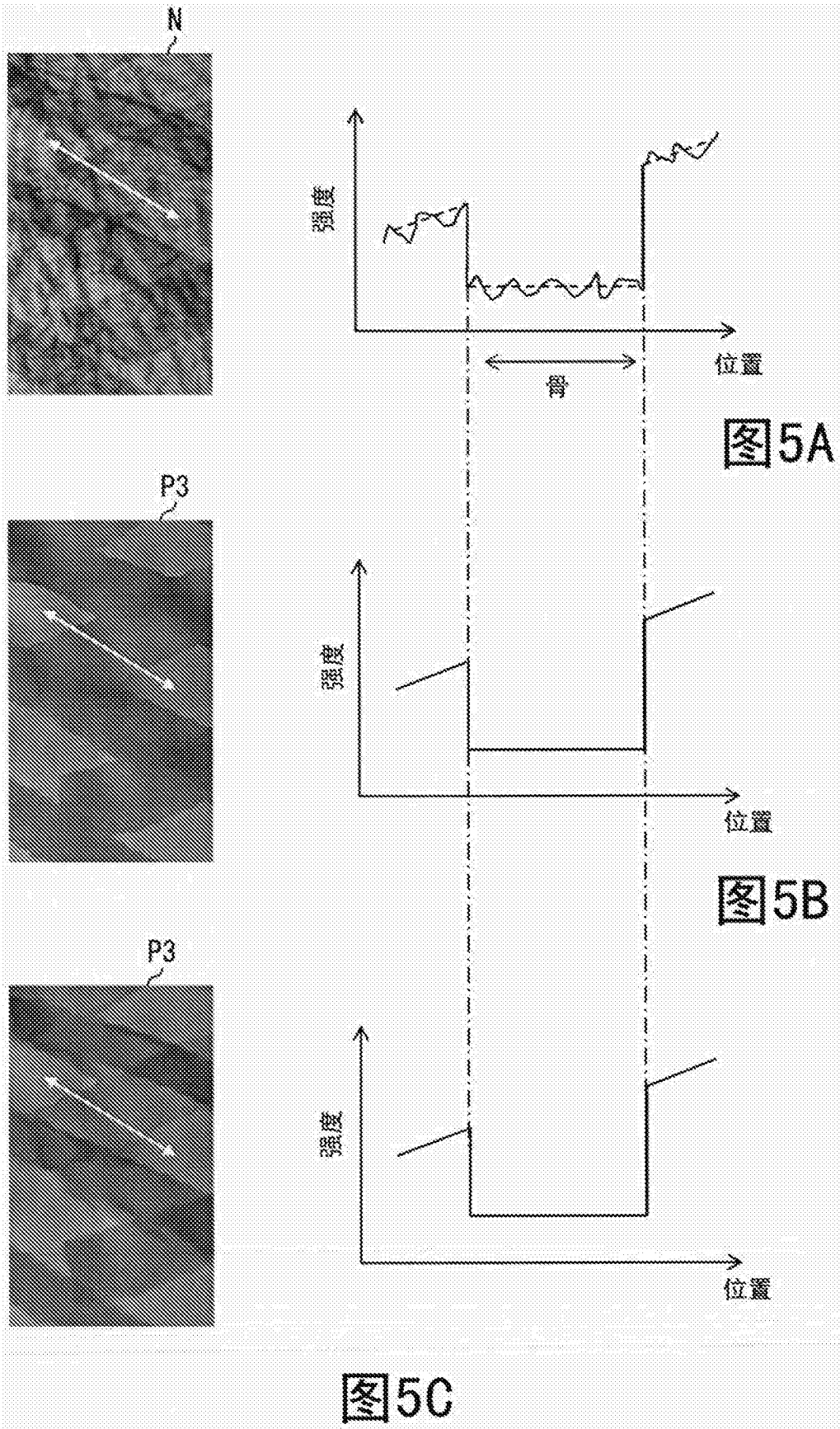


图4



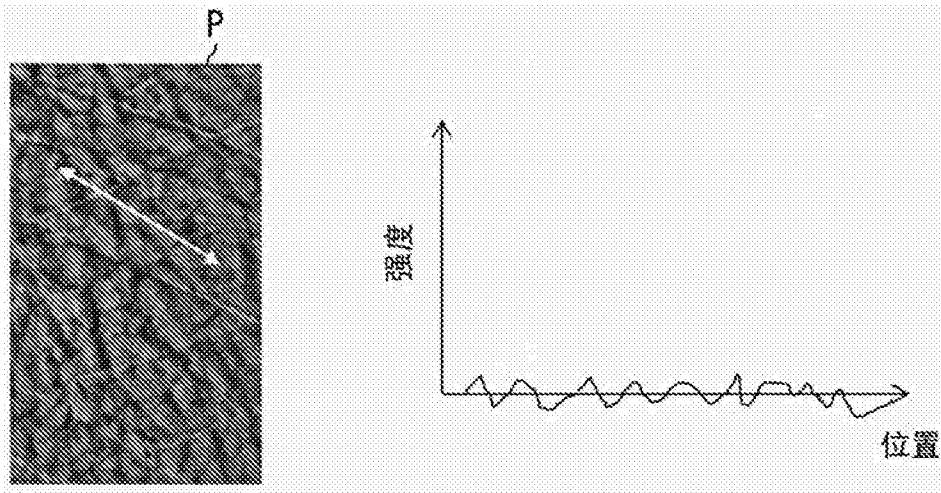


图6D

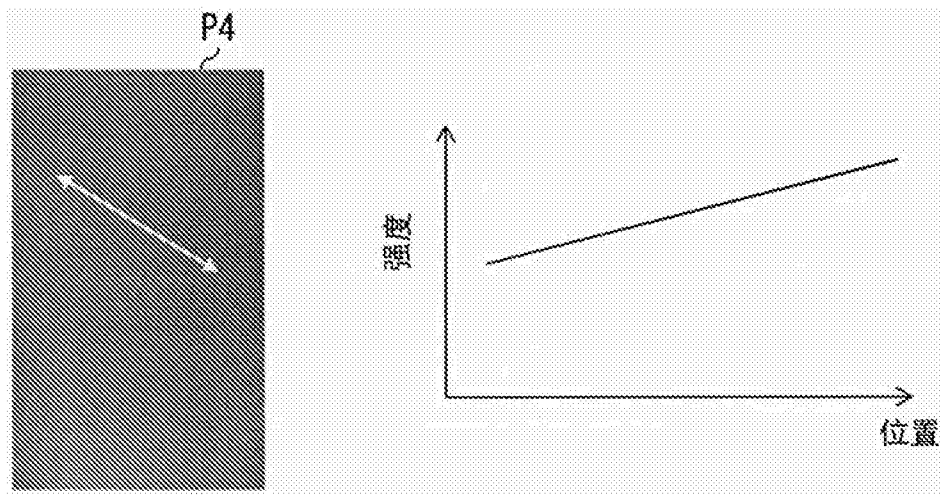


图6E

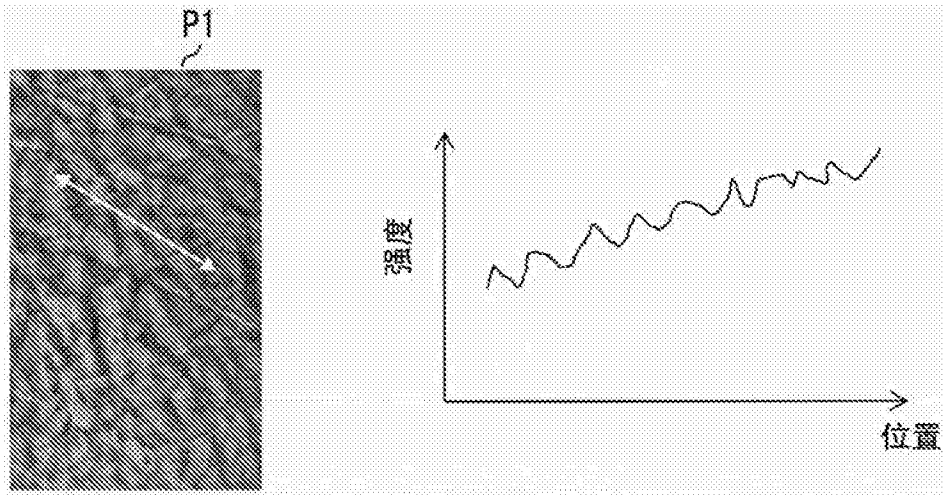


图6F

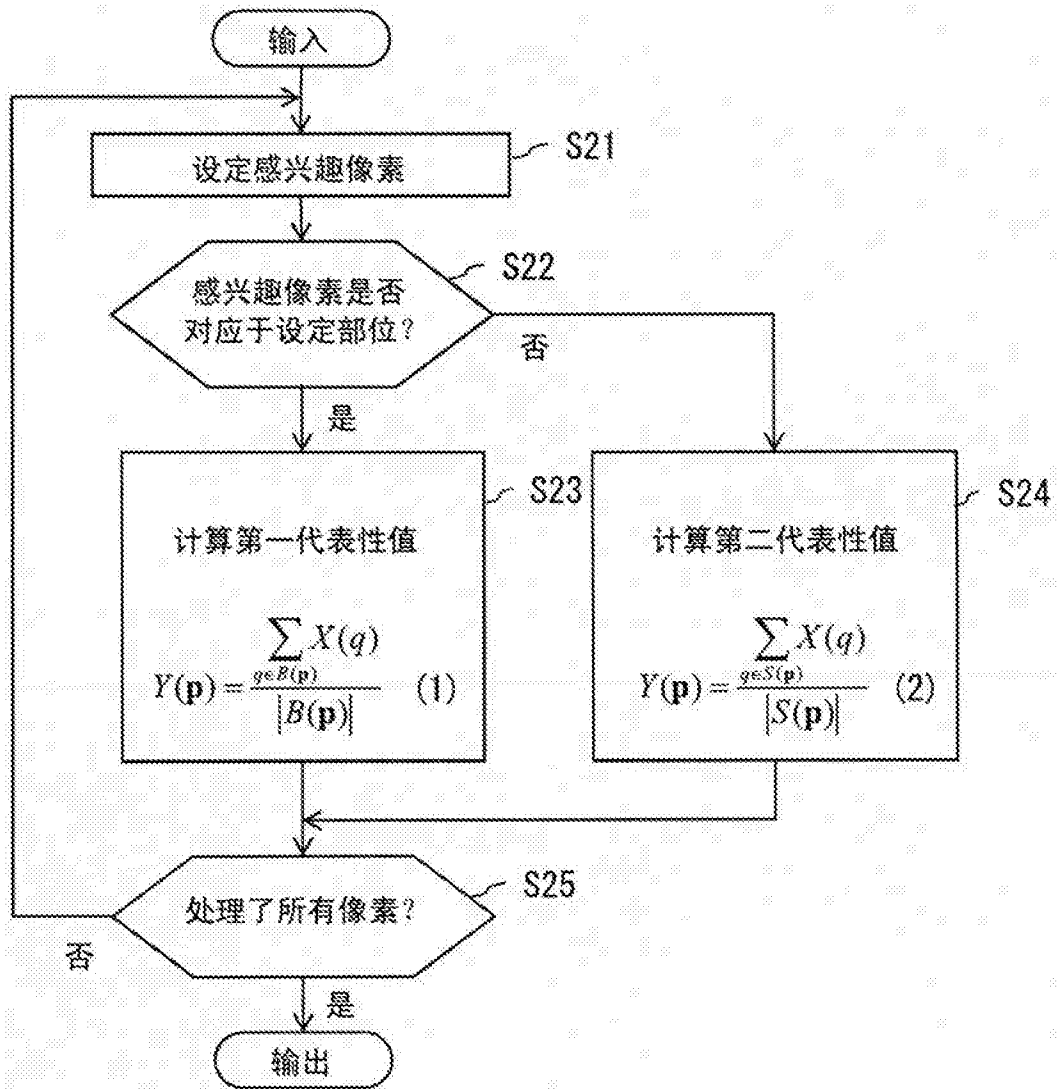


图7

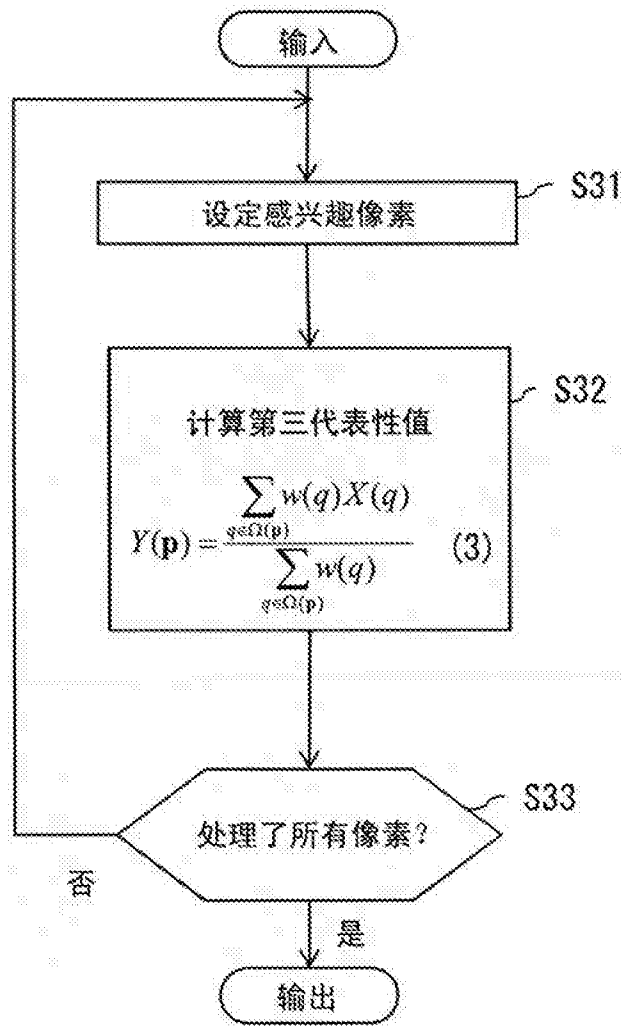


图8

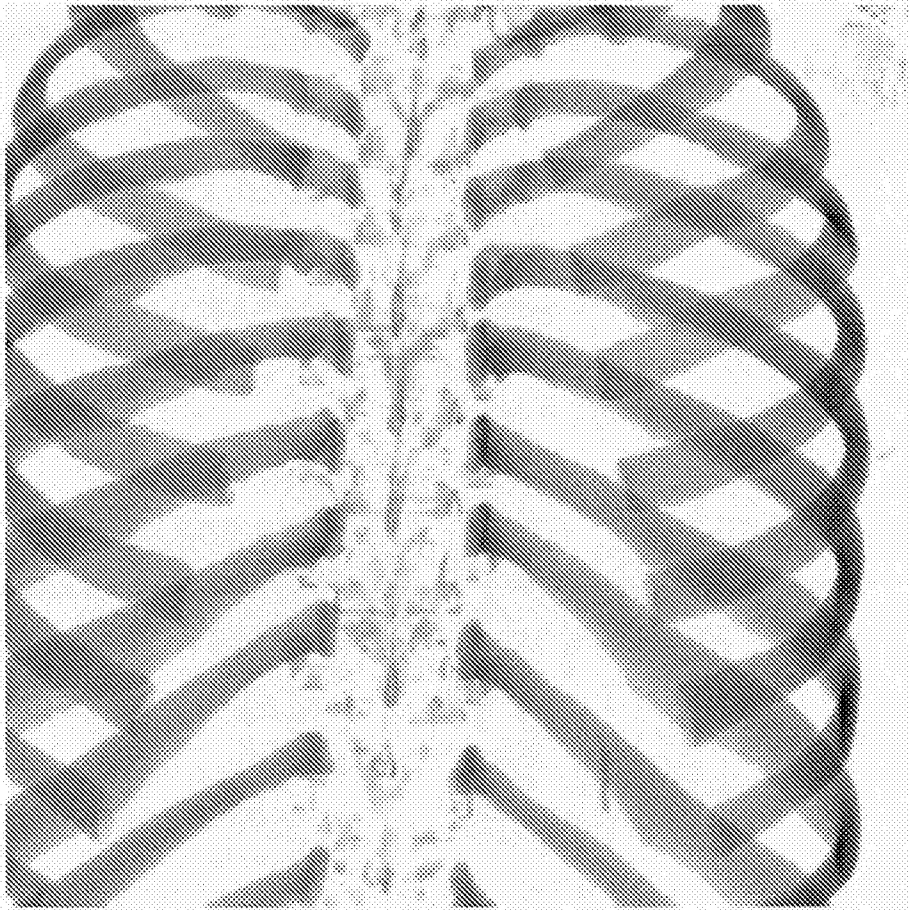


图9

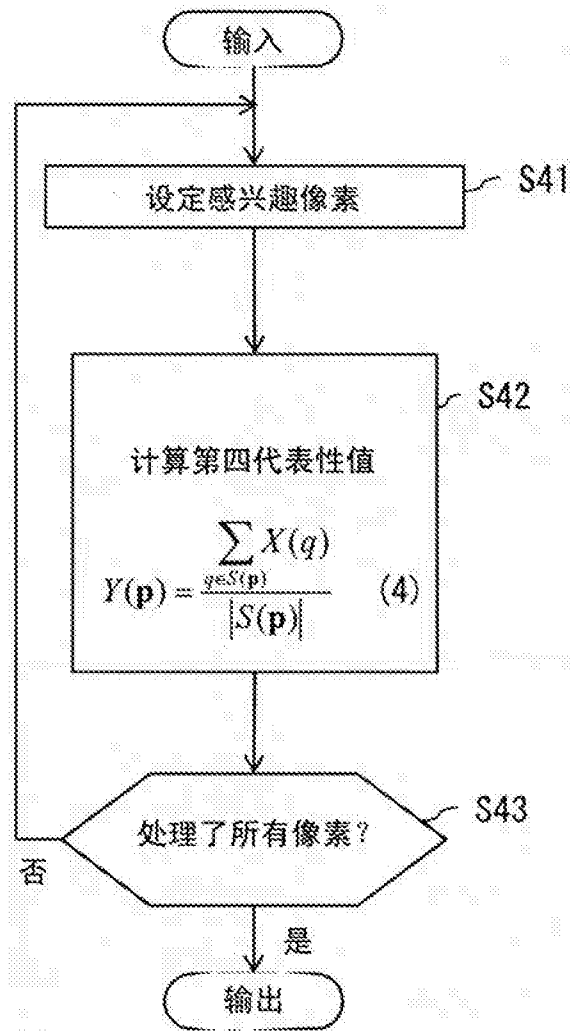


图10

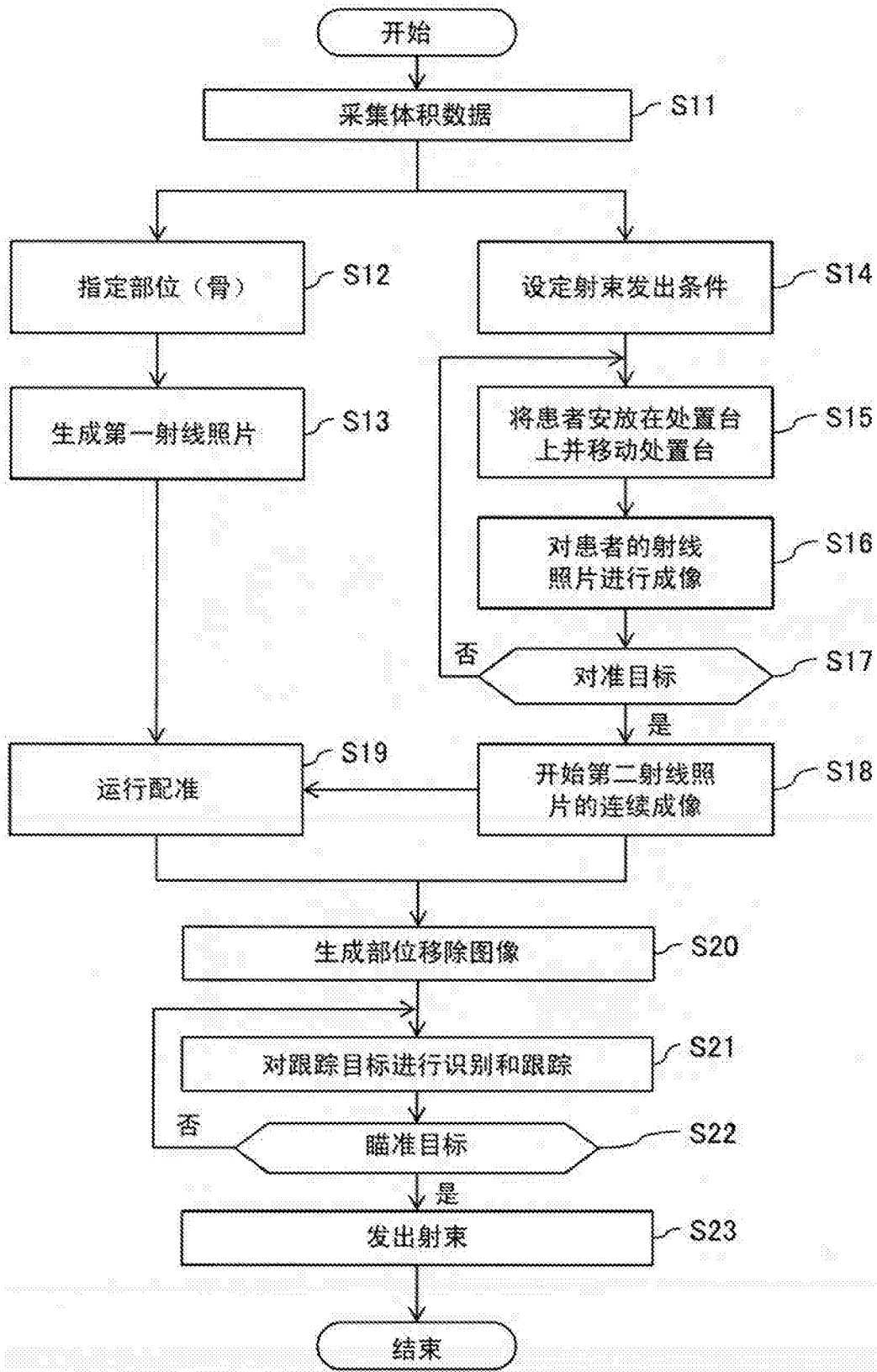


图11

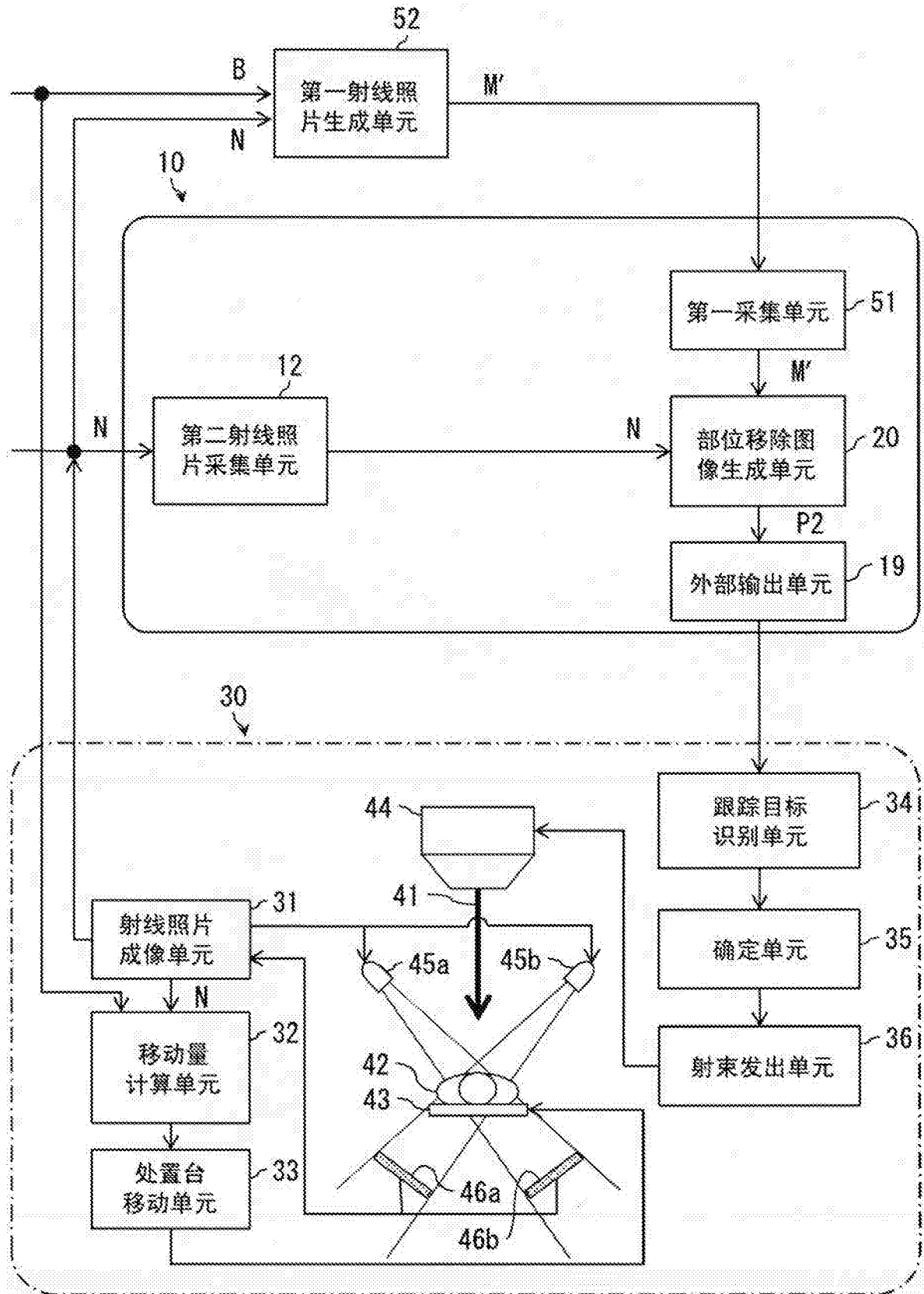


图12