



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106029171 B

(45)授权公告日 2019.01.22

(21)申请号 201580010263.3

(22)申请日 2015.02.03

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106029171 A

(43)申请公布日 2016.10.12

(30)优先权数据
2014-032888 2014.02.24 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.08.24

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2015/052967 2015.02.03

(87)PCT国际申请的公布数据
W02015/125600 JA 2015.08.27

(73)专利权人 国立研究开发法人量子科学技术
研究开发机构
地址 日本千叶县
专利权人 株式会社岛津制作所

(72)发明人 森慎一郎 山岸義行 鸟越唯

(74)专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事
务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇

(51)Int.Cl.
A61N 5/10(2006.01)

(56)对比文件
CN 103079467 A,2013.05.01,
US 6385288 B1,2002.05.07,
CN 102068271 A,2011.05.25,
CN 103126705 A,2013.06.05,
CN 103222874 A,2013.07.31,
CN 103269752 A,2013.08.28,
US 2006165211 A1,2006.07.27,
US 2011044429 A1,2011.02.24,
DE 102006051919 B4,2016.09.01,
US 2014192046 A1,2014.07.10,
US 8494236 B2,2013.07.23,
US 8064642 B2,2011.11.22,

审查员 金曦

权利要求书2页 说明书8页 附图7页

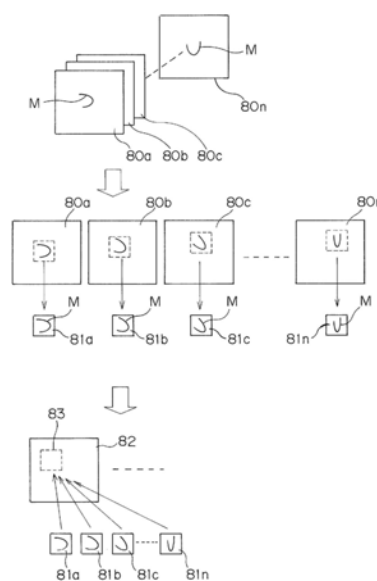
(54)发明名称

放射线治疗用运动物体跟踪装置、放射线治疗用照射区域决定装置以及放射线治疗装置

(57)摘要

患者中的肿瘤的位置根据患者的呼吸而变动。在多个不同的呼吸相位下进行包含肿瘤的区域(X射线)摄影。装置的X射线图像变形量计算部(14)通过执行基准呼吸相位下的图像和其它呼吸相位下的图像之间的非线性配准,来计算其它图像相对于基准图像的变形矢量。位置计算部(15)通过对表示基准呼吸相位下的肿瘤的位置的数据应用变形矢量,来计算表示各呼吸相位下的肿瘤的位置的数据。另一方面,模板匹配部(16)在各呼吸相位下的图像(82)中识别与包括肿瘤的图像(M)在内的模板图像(81a-81n)一致的区域(83)。模板匹配部(16)由此计算表示各呼吸相位下的肿瘤的位置的数据。求出模板匹配部

(16)的输出相对于位置计算部(15)的输出的误差。优化用于模板匹配的参数使得误差小。



1. 一种放射线治疗用运动物体跟踪装置,是用于通过向患者照射治疗射束来进行治疗的放射线治疗的运动物体跟踪装置,该放射线治疗用运动物体跟踪装置的特征在于,具备:

X射线图像信息获取部,其从存储部获取三维X射线图像数据和基准呼吸相位下的治疗对象部位的位置,该三维X射线图像数据由连续的多个呼吸相位下的包含治疗对象部位的区域的二维X射线图像数据集构成;

X射线图像变形量计算部,其通过对从所述存储部获取的三维X射线图像数据执行图像配准,来计算不同的呼吸相位之间的包含治疗对象部位的二维X射线图像的变形量;

位置计算部,其根据从所述存储部获取到的基准呼吸相位下的治疗对象部位的位置和由所述X射线图像变形量计算部计算出的不同的呼吸相位之间的包含治疗对象部位的二维X射线图像的变形量,来计算各呼吸相位下的治疗对象部位的位置;

模板匹配部,其在连续的多个呼吸相位下针对包含治疗对象部位的区域获取X射线图像,并且以变更用于模板匹配的参数的方式多次执行以下的动作:设定所述参数来制作执行跟踪时的模板,通过对连续获取到的X射线图像执行模板匹配来确定各呼吸相位下的治疗对象部位的位置;以及

比较部,其通过将由所述位置计算部计算出的各呼吸相位下的治疗对象部位的位置与由所述模板匹配部确定的各呼吸相位下的治疗对象部位的位置进行比较,来确定每个参数的由所述位置计算部计算出的各呼吸相位下的治疗对象部位的位置与由所述模板匹配部确定的各呼吸相位下的治疗对象部位的位置的误差值。

2. 根据权利要求1所述的放射线治疗用运动物体跟踪装置,其特征在于,

所述参数是在呼吸的一个周期期间获取的模板的个数和/或模板匹配中使用的阈值。

3. 根据权利要求2所述的放射线治疗用运动物体跟踪装置,其特征在于,

还具备图像处理部,该图像处理部用于使显示部图形显示所述误差值与改变了在呼吸的一个周期期间获取的模板的个数和/或模板匹配中使用的阈值时的、该在呼吸的一个周期期间获取的模板的个数和/或该模板匹配中使用的阈值之间的关系。

4. 根据权利要求3所述的放射线治疗用运动物体跟踪装置,其特征在于,

所述图像处理部使所述显示部图形显示二维彩色图表,在该二维彩色图表中,以在呼吸的一个周期期间获取的模板的个数和模板匹配中使用的阈值为纵轴和横轴,用不同的颜色表现所述误差值。

5. 根据权利要求1所述的放射线治疗用运动物体跟踪装置,其特征在于,还具备:

治疗计划获取部,其从存储部获取四维CT图像数据和基准呼吸相位下的治疗对象部位的形状,该四维CT图像数据由连续的多个呼吸相位下的包含治疗对象部位的区域的三维CT图像数据集构成;

CT图像变形量计算部,其通过对从所述存储部获取到的四维CT图像数据执行图像配准,来计算不同的呼吸相位之间的包含治疗对象部位的三维CT图像的变形量;

形状计算部,其根据从所述存储部获取到的基准呼吸相位下的治疗对象部位的形状和由所述CT图像变形量计算部计算出的不同的呼吸相位之间的包含治疗对象部位的三维CT图像的变形量,来计算各呼吸相位下的治疗对象部位的形状;

照射区域决定部,其根据由所述形状计算部计算出的各呼吸相位下的治疗对象部位的形状,来决定治疗射束的照射区域;以及

治疗射束照射控制部,其利用由所述照射区域决定部决定的治疗射束的照射区域、和在所述模板匹配部中使用根据由所述比较部确定的误差值进行了校正后的参数执行模板匹配所得到的治疗对象部位的位置,使治疗射束照射部照射治疗射束。

6. 一种放射线治疗装置,其特征在于,具备根据权利要求1~5中的任意一项所述的放射线治疗用运动物体跟踪装置。

7. 一种放射线治疗用照射区域决定装置,是用于放射线治疗装置的治疗射束的照射区域决定装置,该放射线治疗装置通过向患者照射治疗射束来进行治疗,该放射线治疗用照射区域决定装置的特征在于,具备:

治疗计划获取部,其从存储部获取四维CT图像数据和基准呼吸相位下的治疗对象部位的形状,该四维CT图像数据由连续的多个呼吸相位下的包含治疗对象部位的区域的三维CT图像数据集构成;

CT图像变形量计算部,其通过对从所述存储部获取到的四维CT图像数据执行图像配准,来计算不同的呼吸相位之间的包含治疗对象部位的三维CT图像的变形量;

形状计算部,其根据从所述存储部获取到的基准呼吸相位下的治疗对象部位的形状和由所述CT图像变形量计算部计算出的不同的呼吸相位之间的包含治疗对象部位的三维CT图像的变形量,来计算各呼吸相位下的治疗对象部位的形状;以及

照射区域决定部,其根据由所述形状计算部计算出的各呼吸相位下的治疗对象部位的形状,来决定治疗射束的照射区域。

8. 一种放射线治疗装置,具备根据权利要求7所述的放射线治疗用照射区域决定装置。

放射线治疗用运动物体跟踪装置、放射线治疗用照射区域决定装置以及放射线治疗装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于通过向患者照射治疗射束来进行治疗的放射线治疗的放射线治疗用运动物体跟踪装置、放射线治疗用照射区域决定装置以及放射线治疗装置。在此，运动物体跟踪装置是指通过跟踪 (tracking) 作为伴随着患者的呼吸等而移动的运动物体的、目标的目标跟踪来跟踪运动物体的位置的装置。

背景技术

[0002] 在向肿瘤等患部照射X射线、电子线等放射线的放射线治疗中，需要准确地向患部照射放射线。但是，有时伴随着患者呼吸而患部移动。例如，肺附近的肿瘤由于呼吸而大幅移动。因此，提出了具有以下的结构的放射线治疗装置：在肿瘤附近配置金属制的标志物，通过X射线透视装置检测该标志物的位置，来控制治疗放射线的照射 (参照专利文献1)。

[0003] 在此，近年来还提出了无标志物跟踪，即，通过对肿瘤等特定部位的位置进行图像识别，而使用它代替标志物，从而能够省略向患者的体内插入标志物的操作。

[0004] 另外，还提出了使用作为在不同的时间点拍摄到的三维图像的集合的、四维CT图像数据制作放射线治疗计划的方法 (参照专利文献2)。

[0005] 专利文献1：日本专利第3053389号公报

[0006] 专利文献2：日本特开2008-80131号公报

发明内容

[0007] 发明要解决的问题

[0008] 无论是在使用配置在患者的体内的金属制的标志物作为目标的标志物跟踪的情况下，还是在利用患者的特定部位作为目标的无标志物跟踪的情况下，为了执行这些目标跟踪，需要通过图像处理识别目标的位置。而且，目标跟踪的精度被执行目标跟踪时的参数的设定所左右。根据患者个人的不同而该参数的适当值也不同，因此适当地设定参数是极其困难的，需要丰富的经验。

[0009] 本发明是为了解决上述问题而完成的，第一目的在于提供一种能够容易地设定执行目标跟踪时的参数的放射线治疗用运动物体跟踪装置和放射线治疗装置。

[0010] 另外，为了确定治疗对象部位的位置、形状，需要伴随着由患者的呼吸造成的体动来校正预先获取到的基准呼吸相位下的治疗特定部位的位置、形状的信息。在手动地执行该作业的情况下，不光需要庞大的作业时间，还会产生误差。

[0011] 本发明是为了解决上述问题而完成的，第二目的在于提供一种能够容易地确定与患者的体动相伴的治疗对象部位的位置、形状的放射线治疗用照射区域决定装置和放射线治疗装置。

[0012] 用于解决问题的方案

[0013] 第一发明是用于通过向患者照射治疗射束来进行治疗的放射线治疗的运动物体

跟踪装置,其特征在于,具备:X射线图像信息获取部,其从存储部获取三维X射线图像数据和基准呼吸相位下的治疗对象部位的位置,该三维X射线图像数据由连续的多个呼吸相位下的包含治疗对象部位的区域的二维X射线图像数据集构成;X射线图像变形量计算部,其通过对从所述存储部获取的三维X射线图像数据执行图像配准,来计算不同的呼吸相位之间的包含治疗对象部位的二维X射线图像的变形量;位置计算部,其根据从所述存储部获取到的基准呼吸相位下的治疗对象部位的位置和由所述X射线图像变形量计算部计算出的不同的呼吸相位之间的包含治疗对象部位的二维X射线图像的变形量,来计算各呼吸相位下的治疗对象部位的位置;模板匹配部,其在连续的多个呼吸相位下针对包含治疗对象部位的区域获取X射线图像,并且以变更用于模板匹配的参数的方式多次执行以下的动作:设定所述参数来制作执行跟踪时的模板,通过对连续获取到的X射线图像执行模板匹配来确定各呼吸相位下的治疗对象部位的位置;以及比较部,其通过将由所述位置计算部计算出的各呼吸相位下的治疗对象部位的位置与由所述模板匹配部确定的各呼吸相位下的治疗对象部位的位置进行比较,来确定每个参数的由所述位置计算部计算出的各呼吸相位下的治疗对象部位的位置与由所述模板匹配部确定的各呼吸相位下的治疗对象部位的位置的误差值。

[0014] 第二发明是:所述参数是在呼吸的一个周期期间获取的模板的个数和/或模板匹配中使用的阈值。

[0015] 第三发明是:还具备图像处理部,该图像处理部用于使显示部图形显示所述误差值与改变了在呼吸的一个周期期间获取的模板的个数和/或模板匹配中使用的阈值时的、该在呼吸的一个周期期间获取的模板的个数和/或该模板匹配中使用的阈值之间的关系。

[0016] 第四发明是:所述图像处理部使所述显示部图形显示二维彩色图表,在该二维彩色图表中,以在呼吸的一个周期期间获取的模板的个数和模板匹配中使用的阈值为纵轴和横轴,用不同的颜色表现所述误差值。

[0017] 第五发明是:还具备:治疗计划存储部,其存储四维CT图像数据和基准呼吸相位下的治疗对象部位的形状,该四维CT图像数据由连续的多个呼吸相位下的包含治疗对象部位的区域的三维CT图像数据集构成;CT图像变形量计算部,其通过对从所述治疗计划存储部获取到的四维CT图像数据执行图像配准,来计算不同的呼吸相位之间的包含治疗对象部位的三维CT图像的变形量;形状计算部,其根据所述治疗计划存储部中存储的基准呼吸相位下的治疗对象部位的形状和由所述CT图像变形量计算部计算出的不同的呼吸相位之间的包含治疗对象部位的三维CT图像的变形量,来计算各呼吸相位下的治疗对象部位的形状;照射区域决定部,其根据由所述形状计算部计算出的各呼吸相位下的治疗对象部位的形状,来决定治疗射束的照射区域;治疗射束照射部,其利用由所述照射区域决定部决定的治疗射束的照射区域、和在所述模板匹配部中使用根据由所述比较部确定的误差值进行了校正后的参数执行模板匹配所得到的治疗对象部位的位置,来照射治疗射束。

[0018] 第六发明是具备第一发明~第五发明所涉及的运动物体跟踪装置的放射线治疗装置。

[0019] 第七发明是一种用于放射线治疗装置的治疗射束的照射区域决定装置,该放射线治疗装置通过向患者照射治疗射束来进行治疗,该照射区域决定装置的特征在于,具备:治疗计划获取部,其从存储部获取四维CT图像数据和基准呼吸相位下的治疗对象部位的形

状,该四维CT图像数据由连续的多个呼吸相位下的包含治疗对象部位的区域的三维CT图像数据构成;CT图像变形量计算部,其通过对从所述存储部获取到的四维CT图像数据执行图像配准,来计算不同的呼吸相位之间的包含治疗对象部位的三维CT图像的变形量;形状计算部,其根据从所述存储部获取到的基准呼吸相位下的治疗对象部位的形状和由所述CT图像变形量计算部计算出的不同的呼吸相位之间的包含治疗对象部位的三维CT图像的变形量,来计算各呼吸相位下的治疗对象部位的形状;以及照射区域决定部,其根据由所述形状计算部计算出的各呼吸相位下的治疗对象部位的形状,来决定治疗射束的照射区域。

[0020] 第八发明是具备第七发明所涉及的放射线治疗用照射区域决定装置的放射线治疗装置。

[0021] 发明的效果

[0022] 根据第一发明、第二发明、第三发明、第六发明,能够容易且高精度地设定执行目标跟踪时的参数。

[0023] 根据第四发明,能够通过图形显示来容易地识别由位置计算部计算出的各呼吸相位下的治疗对象部位的位置与由模板匹配部确定的各呼吸相位下的治疗对象部位的位置的误差值、同作为参数的在呼吸的一个周期期间获取的模板的个数及模板匹配中使用的阈值之间的关系。

[0024] 根据第五发明、第七发明、第八发明,通过利用图像配准,能够容易地确定与患者的体动相伴的治疗对象部位的位置、形状。

附图说明

[0025] 图1是本发明所涉及的放射线治疗装置的概要图。

[0026] 图2是本发明所涉及的放射线治疗装置的框图。

[0027] 图3是表示放射线治疗的基本步骤的流程图。

[0028] 图4是表示目标跟踪准备步骤的流程图。

[0029] 图5是表示与呼吸同步的照射区域的说明图。

[0030] 图6是表示模板匹配动作的说明图。

[0031] 图7是图形显示在显示部34的二维彩色图表的示意图。

[0032] 图8是图形显示在显示部34的二维彩色图表的示意图。

具体实施方式

[0033] 以下,根据附图说明本发明的实施方式。图1是本发明所涉及的放射线治疗装置的概要图,图2是表示其主要的控制系统的框图。此外,构成为该放射线治疗装置的放射线照射部35、X射线摄影部36是各自独立的装置,各自具备控制部,但是在图2中,用框图表示出放射线治疗装置整体的功能结构。另外,图2中的放射线治疗装置中的除了存储部30、放射线照射部35、CT摄影装置37以及治疗计划装置38等以外的结构构成本发明所涉及的放射线治疗用运动物体跟踪装置或放射线治疗用照射区域决定装置。

[0034] 该放射线治疗装置具备用于载置患者57的治疗台27。该治疗台27能够沿六个轴向移动和旋转。另外,该放射线治疗装置具备放射线照射部35,该放射线照射部35具备水平照射端口21和垂直照射端口22,该水平照射端口21和垂直照射端口22各自射出X射线、电子线

等放射线。另外,该放射线治疗装置具备X射线摄影部36,该X射线摄影部36具备一对X射线管25、26、以及用于测定从这些X射线管25、26照射并穿过了患者57的X射线的一对X射线检测器23、24。此外,作为X射线检测器23、24,例如使用图像增强器(I.I.)、平板检测器(FPD)。

[0035] 并且,该放射线治疗装置具备:CT摄影装置37,其对患者57进行CT摄影;治疗计划装置38,其制作针对患者57的治疗计划;存储部30,其经由网络与医院内部系统等连接,存储与患者57有关的各种数据;输入部33,其包括键盘、鼠标;以及显示部34,其包括液晶显示面板等。而且,该放射线治疗装置整体被控制部10控制。

[0036] 水平照射端口21和垂直照射端口22被固定在检查室内。而且,X射线检测器24能够在隔着患者57与X射线管26相对的水平照射端口21的前面的摄影位置和离开水平照射端口21的退避位置之间进行移动,X射线检测器23能够在隔着患者57与X射线管25相对的垂直照射端口22的前面的摄影位置和离开垂直照射端口22的退避位置之间进行移动。

[0037] CT摄影装置37用于在进行放射线治疗之前,进行患者57的三维CT摄影来得到患者57的包含患部的CT图像。由CT摄影装置37拍摄到的CT图像被送至治疗计划装置38,在治疗计划装置38中,根据从存储部30读出的患者数据和由CT摄影装置37拍摄到的三维CT图像,制作治疗计划。此外,患者57的三维CT摄影至少在患者57的呼吸的一个周期期间执行。然后,四维CT图像数据与基准呼吸相位下的治疗对象部位的形状一起作为治疗计划的一部分而被存储到存储部30中的治疗计划存储部31,该四维CT图像数据由连续的多个呼吸相位下的包含治疗对象部位的区域的三维CT图像数据构成。

[0038] 另外,在治疗计划时,执行由X射线摄影部36针对患者57进行的X射线图像的获取(能够采用X射线摄影或X射线透视,但以下以X射线透视来进行说明)。针对该患者57的X射线透视至少在患者57的呼吸的一个周期期间执行。然后,三维X射线图像数据与基准呼吸相位下的治疗对象部位的位置一起被存储到存储部30中的X射线图像信息存储部32,该三维X射线图像数据由连续的多个呼吸相位下的包含治疗对象部位的区域的二维X射线图像数据构成。

[0039] 上述控制部10具备:CT图像变形量计算部11,其计算不同的呼吸相位之间的包含治疗对象部位的三维CT图像的变形量;形状计算部12,其计算各呼吸相位下的治疗对象部位的形状;照射区域决定部13,其决定治疗射束的照射区域;X射线图像变形量计算部14,其计算不同的呼吸相位之间的包含治疗对象部位的二维X射线图像的变形量;位置计算部15,其计算各呼吸相位下的治疗对象部位的位置;模板匹配部16,其通过模板匹配来确定各呼吸相位下的治疗对象部位的位置;比较部17,其将由位置计算部15计算出的各呼吸相位下的治疗对象部位的位置与由模板匹配部16确定的各呼吸相位下的治疗对象部位的位置进行比较,确定它们的误差值;校正部18,其根据误差值校正参数;以及图像处理部19,其使显示部34图形显示用不同的颜色表现误差值的二维彩色图表。

[0040] 另外,控制部10具备:治疗计划获取部41,其从治疗计划存储部31获取四维CT数据、基准呼吸相位下的治疗对象部位的形状;X射线图像信息获取部42,其从X射线图像信息存储部32获取三维X射线图像数据、基准呼吸相位下的治疗对象部位的位置;以及放射线照射控制部43,其通过控制放射线照射部35来照射作为治疗射束的放射线。

[0041] 接着,说明通过上述放射线治疗装置进行放射线治疗的放射线治疗步骤。首先,说明放射线治疗的基本步骤。图3是表示放射线治疗的基本步骤的流程图。

[0042] 在进行放射线治疗的情况下,在患者57进入后(步骤S1),进行患者57的定位(步骤S2)。如果将患者57定位到适合于治疗的位置,则进行目标跟踪的准备(步骤S3)。之后,放射线照射部35接收到来自放射线照射控制部43的指令,照射作为治疗射束的放射线(步骤S4)。然后,如果必要的治疗结束,则患者57退出(步骤S5)。

[0043] 接着,说明上述的目标跟踪准备步骤(步骤S3)。图4是表示目标跟踪准备步骤的流程图。此外,在以下的说明中,对于治疗对象部位是患者57的肿瘤的情况进行说明。

[0044] 在进行目标跟踪的准备的条件下,最初设定治疗射束的照射区域。这时,控制部10中的治疗计划获取部41从存储部30中的治疗计划存储部31获取治疗计划信息(步骤S31)。将该治疗计划信息记录在RT-DICOM(Digital Imaging and Communication in Medicine:医学数字成像和通信)。然后,从该治疗计划信息获取要进行治疗的肿瘤的形状以及四维CT图像数据。在此,四维CT图像数据是由连续的多个呼吸相位下的包含肿瘤的区域三维CT图像数据集构成的数据。

[0045] 另外,这时,也可以一并获取包含肿瘤的脏器形状的数据,并且在基准呼吸相位的CT数据上重叠显示肿瘤形状等,操作者对其进行确认。

[0046] 接着,CT图像变形量计算部11通过对从治疗计划存储部31获取到的四维CT图像数据执行图像配准,来计算不同的呼吸相位之间的包含肿瘤的三维CT图像的变形量(步骤S32)。更具体地说,通过对各呼吸相位下的CT图像数据执行非线性配准,来计算各呼吸相位之间的CT图像数据的变形量(3D-Vector)。

[0047] 接着,形状计算部12根据在存储部30中的治疗计划存储部31中存储的基准呼吸相位下的肿瘤的形状、以及由CT图像变形量计算部11计算出的不同的呼吸相位之间的包含肿瘤的三维CT图像的变形量,来计算各呼吸相位下的肿瘤的形状(步骤S33)。

[0048] 然后,在各呼吸相位下的三维CT图像上重叠显示所计算出的肿瘤的形状,由操作者确认每个呼吸相位下的形状,根据需要进行该形状的校正(步骤S34)。

[0049] 之后,照射区域决定部13制作各呼吸相位下的治疗对象部位的形状以及添加了与呼吸性移动相伴的边沿而得到的区域,决定由放射线照射部35产生的治疗射束的与呼吸同步的照射区域(步骤S35)。在该照射区域内执行利用了后述模板匹配的治疗射束的照射。

[0050] 图5是表示与呼吸同步的照射区域的说明图。

[0051] 先计算出各呼吸相位下的肿瘤的形状。将对各呼吸相位下的肿瘤的位置102中的、要照射治疗射束的区域即选通窗口(Gating Window)100添加了与呼吸性移动相伴的边沿区域101而得到的区域决定为与呼吸同步的照射区域。

[0052] 接着,进行用于制作目标跟踪中利用的模板的参数的优化,来制作模板。这时,控制部10中的X射线图像信息获取部42从存储部30中的X射线图像信息存储部32获取X射线图像信息(步骤S36)。然后,从该X射线图像信息获取要进行治疗的肿瘤的位置以及三维X射线图像数据。在此,三维X射线图像数据是由连续的多个呼吸相位下的包含肿瘤的区域二维X射线图像数据集构成的数据。

[0053] 接着,X射线图像变形量计算部14对从X射线图像信息存储部32获取到的三维X射线图像数据执行图像配准,由此计算不同的呼吸相位之间的包含肿瘤的二维X射线图像的变形量(步骤S37)。更具体地说,对各呼吸相位下的X射线图像数据执行非线性配准,由此计算各呼吸相位之间的X射线图像数据的变形量(2D-Vector)。

[0054] 接着,位置计算部15根据在X射线图像信息存储部32中存储的基准呼吸相位下的肿瘤的位置、以及由X射线图像变形量计算部14计算出的不同的呼吸相位之间的包含肿瘤的二维X射线图像的变形量,计算各呼吸相位下的肿瘤的位置(步骤S38)。

[0055] 接着,模板匹配部16设定用于模板匹配的参数的初始值(步骤S39)。作为该参数,在本实施方式中,采用在呼吸的一个周期期间获取的模板的个数以及模板匹配中使用的阈值。

[0056] 即,作为第一参数,采用在患者57的呼吸的一个周期期间制作几张模板这样的参数。作为该模板,在进行标志物跟踪的情况下,利用包含金属制的标志物的图像,在进行无标志物跟踪的情况下,利用包含代替标志物而使用的特定部位(肿瘤)的图像。通过利用所制作的多张模板进行模板匹配,来执行目标跟踪。

[0057] 另外,作为第二参数,采用模板匹配中使用的阈值。该阈值是指在进行模板匹配时在模板与作为标志物或特定部位的目标的一致程度是何种程度时将其识别为目标这样的、在模板匹配中使用的可靠度。

[0058] 然后,模板匹配部16通过在所设定的参数下获取(没有特别限定,但在本例中为X射线透视)包含作为治疗对象部位的肿瘤的区域X射线图像来制作执行跟踪时的模板,并且在连续的多个呼吸相位下对包含肿瘤的区域获取(没有特别限定,但在本例中为X射线透视)X射线图像(步骤S40),利用所制作的模板对连续获取到的X射线图像执行模板匹配,由此确定各呼吸相位下的治疗对象部位的位置(步骤S41)。

[0059] 图6是表示该模板匹配动作的说明图。在图6中,用附图标记M表示模板匹配中使用的图像。此外,在利用肿瘤等特定部位进行无标志物跟踪的情况下,使用肿瘤等特定部位的图像作为图像M。另外,在使用标志物进行标志物跟踪的情况下,使用金属制的标志物的图像作为图像M。

[0060] 在制作包含图像M的模板的情况下,连续地透视患者57的图像,由此获取包含图像M的图像80a、80b、80c、……80n。这时,在患者57的一个呼吸量以上的期间,例如以30fps(Frames Per Second:帧每秒)左右的帧速率进行透视,由此得到包含图像M的图像80a、80b、80c、……80n。然后,从这些包含图像M的图像80a、80b、80c、……80n提取图像M部分,得到模板图像81a、81b、81c、……81n。这时,伴随着患者57的呼吸而获取图像M的区域正在移动的图像。因此,获取到的图像M如图6所示那样依次变形。

[0061] 这时的在一个呼吸量的期间制作的模板图像81a、81b、81c、……81n的数量为上述参数中的一个。

[0062] 接着,以30fps左右的帧速率针对包含图像M的区域进行透视。然后,利用多个模板图像81a、81b、81c、……81n对每隔固定时间获取的图像82中的包含图像M的区域83进行模板匹配。即,使多个模板图像81a、81b、81c、……81n的全部模板图像依次与每隔固定时间获取的图像82中的包含图像M的区域83匹配。

[0063] 然后,在多个模板图像81a、81b、81c、……81n中的任意一个模板图像超过了预先设定的用于匹配的阈值的情况下,判断为匹配成功。此外,在多个模板图像81a、81b、81c、……81n中的若干个模板图像超过了阈值的情况下,将它们中的匹配度最高的模板图像识别为相匹配的模板图像。

[0064] 这时的模板匹配中使用的阈值为上述参数中的一个。

[0065] 再次参照图4,通过比较部17对由位置计算部15计算出的各呼吸相位下的肿瘤的位置与由模板匹配部16确定的各呼吸相位下的治疗对象部位的位置进行比较,来计算误差值(步骤S42)。到预先设定的全部参数的组合条件完成为止(步骤S43),在由校正部18变更了上述两个参数后(步骤S44),重复进行步骤S41~步骤S43。即,通过以变更参数的方式多次重复进行以下的动作来计算每个参数的误差值:变更作为参数的在呼吸的一个周期期间获取的模板的个数和模板匹配中使用的阈值来制作模板,利用该模板对之前通过透视而连续获取到的X射线图像执行模板匹配。

[0066] 另一方面,如果按照全部的参数的组合条件完成了由位置计算部15计算出的各呼吸相位下的肿瘤的位置与由模板匹配部16确定的各呼吸相位下的治疗对象部位的位置之间的误差值计算(步骤S43),则图像处理部19使显示部34图形显示用不同的颜色表现误差值的二维彩色图表(步骤S45)。

[0067] 图7和图8是图形显示在显示部34的二维彩色图表的示意图。此外,图7和图8示出相互正交的方向(与图1中的X射线检测器23的检测方向和X射线检测器24的检测方向相当的方向)的二维彩色图表。

[0068] 在这些图中,通过影线示意性地表现出颜色的差异。此外,在这些图中,纵轴表示在患者57的呼吸的一个周期期间制作的模板个数,横轴表示模板匹配中使用的阈值。另外,在这些图中的彩色条纹B中,示出表示越往上边则误差越大的区域。另外,在这些图中,二维彩色图表所示的相互正交的直线表示其交点部分是误差最小的区域。根据比较部17的运算结果来显示这两条直线。此外,也可以由操作者指定这两条直线。

[0069] 通过在显示部34图形显示这样的二维彩色图表,能够容易地识别作为参数的在呼吸的一个周期期间获取的模板的个数及模板匹配中使用的阈值、同由位置计算部15计算出的各呼吸相位下的治疗对象部位的位置与由模板匹配部16确定的各呼吸相位下的治疗对象部位的位置的误差值之间的关系。

[0070] 通过以上的步骤,包括治疗射束的照射区域的设定、参数的优化以及模板的制作在内的目标跟踪准备步骤(步骤S3)结束。利用在该目标跟踪准备步骤中得到的治疗射束的照射区域和基于优化后的参数的模板,来执行上述治疗射束的照射(步骤S4)。

[0071] 此外,并不限定于上述实施例,也能够如以下那样进行变形。即,在校正部18变更了上述两个参数后,重复进行S41~S43,直到由位置计算部15计算出的各呼吸相位下的肿瘤的位置与由模板匹配部16确定的各呼吸相位下的治疗对象部位的位置之间的误差值在允许范围内为止。如果由位置计算部15计算出的各呼吸相位下的肿瘤的位置与由模板匹配部16确定的各呼吸相位下的治疗对象部位的位置之间的误差值在允许范围内,则自动地决定为该参数。

[0072] 附图标记说明

[0073] 10:控制部;11:CT图像变形量计算部;12:形状计算部;13:照射区域决定部;14:X射线图像变形量计算部;15:位置计算部;16:模板匹配部;17:比较部;18:校正部;19:图像处理部;21:水平照射端口;22:垂直照射端口;23:X射线检测器;24:X射线检测器;25:X射线管;26:X射线管;27:治疗台;31:治疗计划存储部;32:X射线图像信息存储部;34:显示部;35:放射线照射部;36:X射线摄影部;37:CT摄影装置;38:治疗计划装置;41:治疗计划获取部;42:X射线图像信息获取部;43:放射线照射控制部;57:患者;80a~80n:通过透视获取到

的图像;81a~81n:模板图像;82:通过透视获取到的图像;83:包含图像M的区域;100:选通窗口;101:与呼吸性移动相伴的边沿区域;102:各呼吸相位的肿瘤的位置。

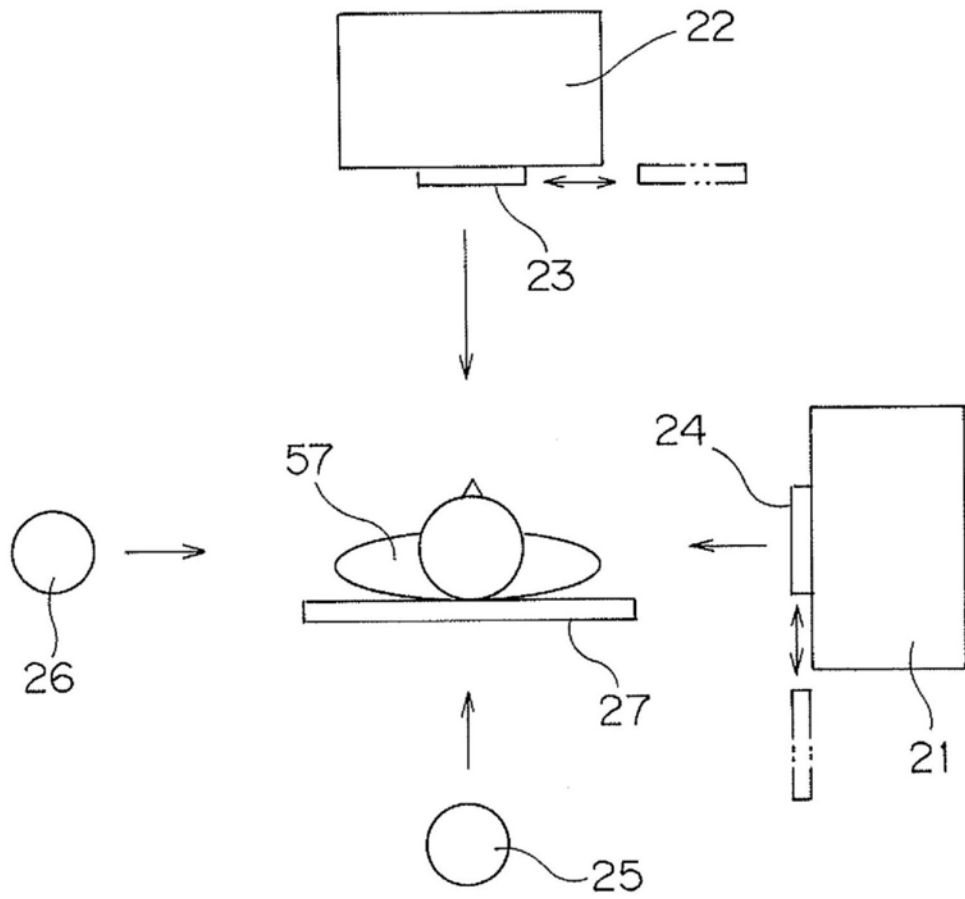


图1

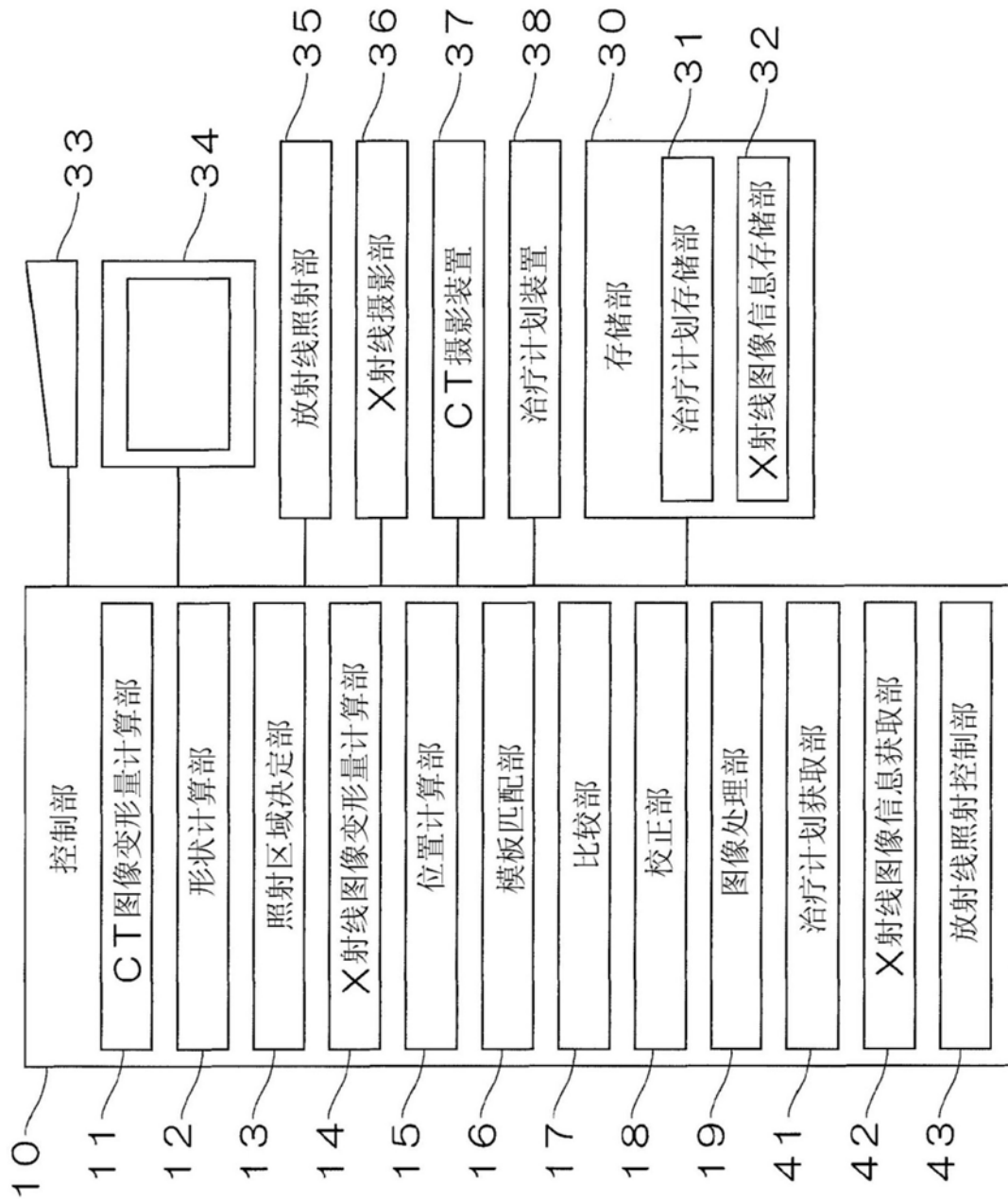


图2

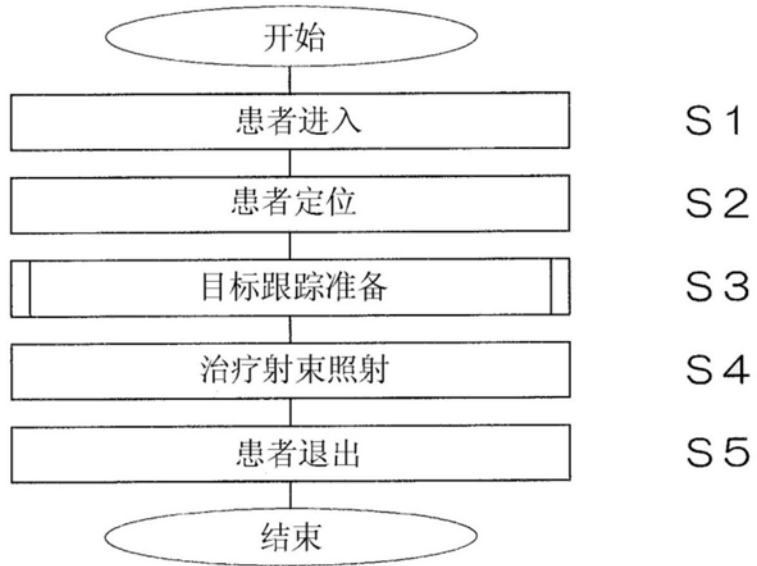


图3



图4

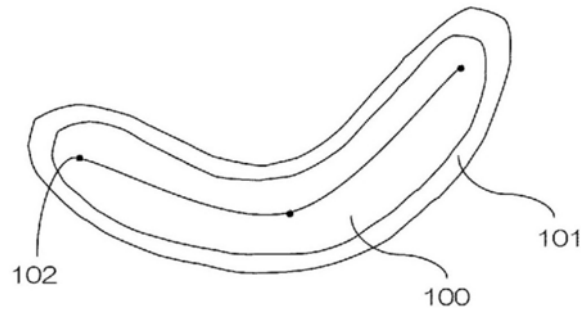


图5

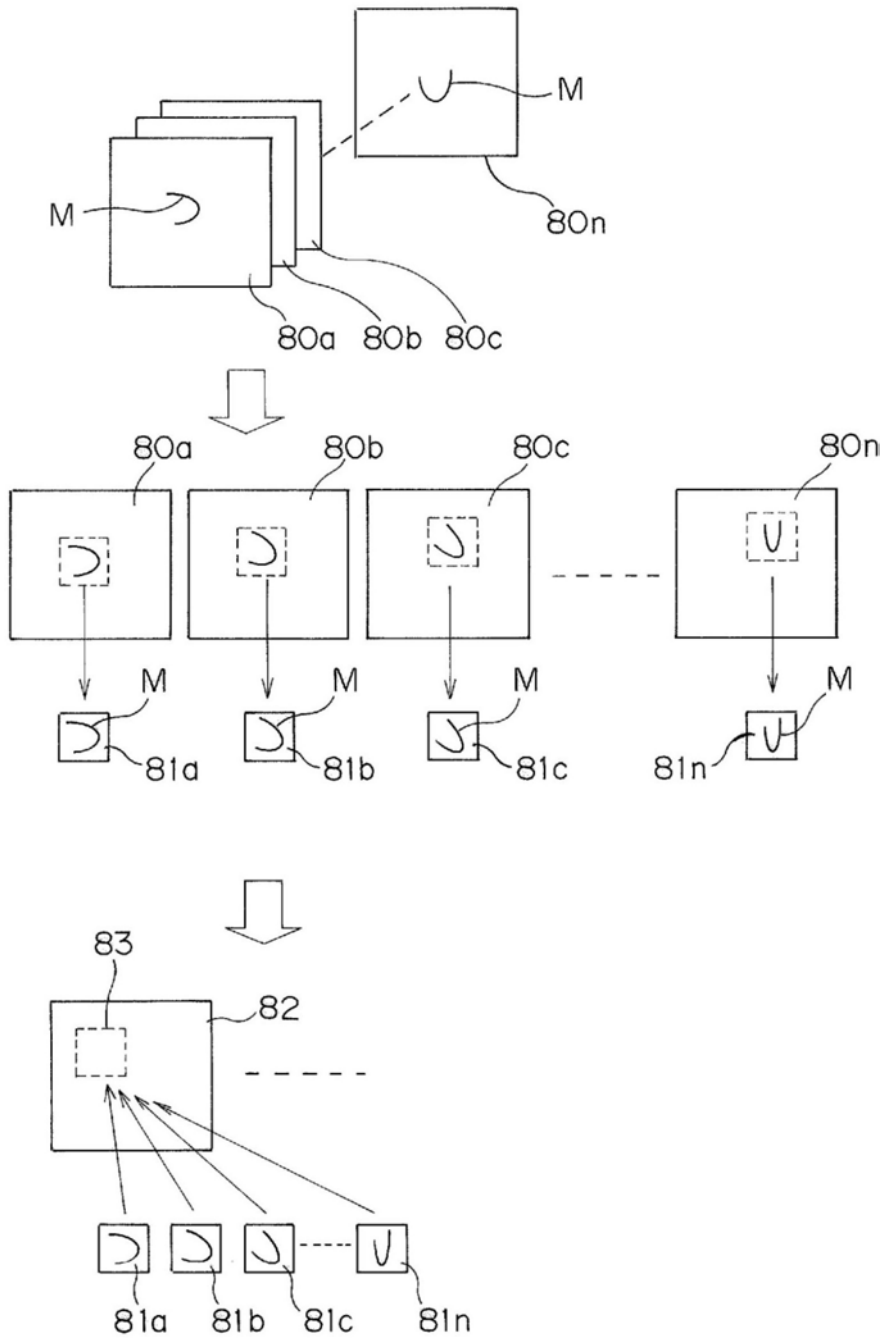


图6

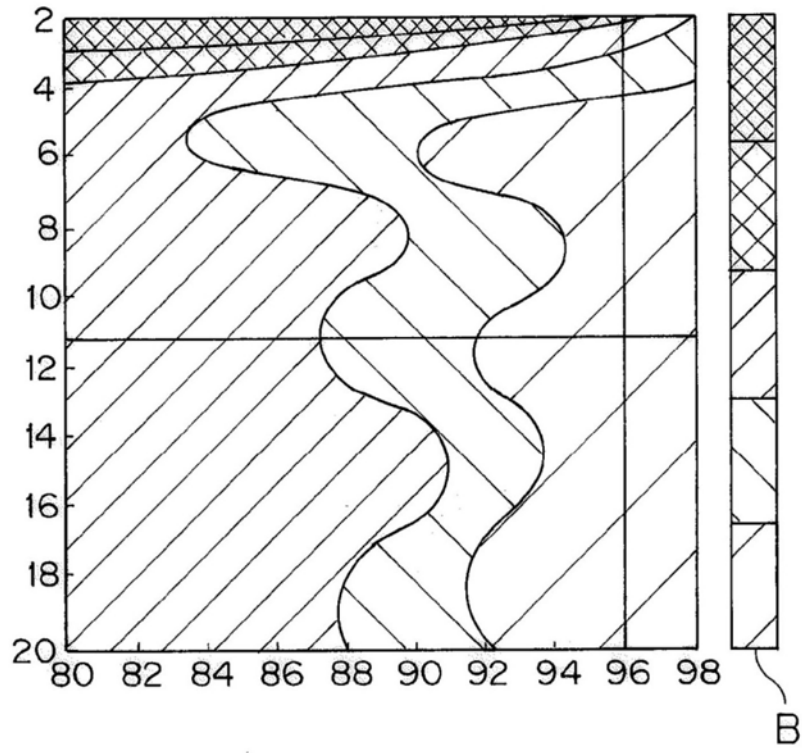


图7

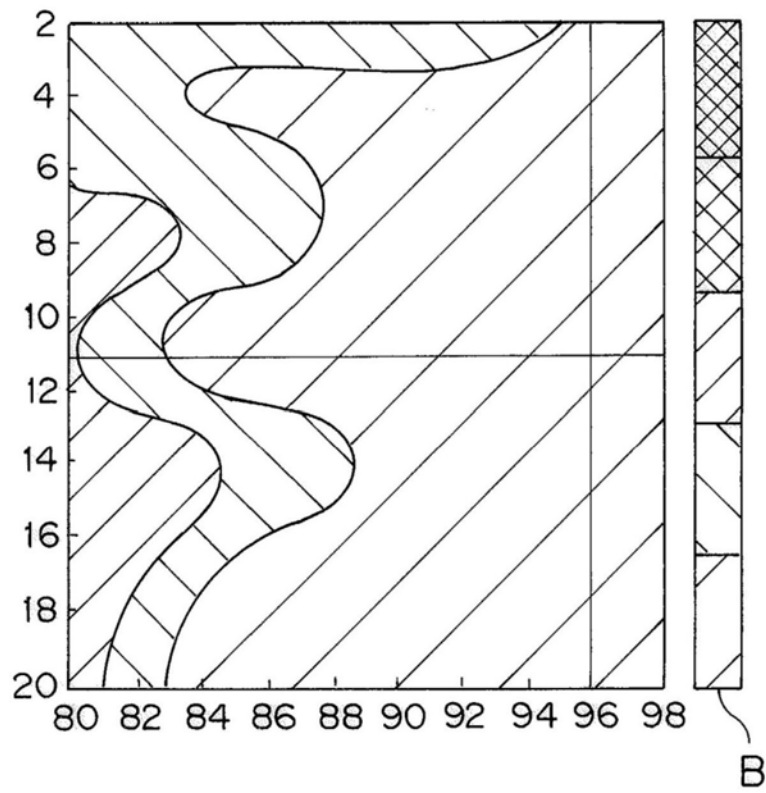


图8