

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 00815327.2

[51] Int. Cl.

G01N 23/04 (2006.01)

A61N 5/10 (2006.01)

A61B 6/00 (2006.01)

[45] 授权公告日 2006 年 8 月 30 日

[11] 授权公告号 CN 1272627C

[22] 申请日 2000.7.5 [21] 申请号 00815327.2

[86] 国际申请 PCT/RU2000/000273 2000.7.5

[87] 国际公布 WO2002/002188 俄 2002.1.10

[85] 进入国家阶段日期 2002.5.8

[71] 专利权人 姆拉丁·阿布比奇罗维奇·库马科夫

地址 俄罗斯莫斯科

[72] 发明人 姆拉丁·阿布比奇罗维奇·库马科夫
审查员 张 璞

[74] 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司

代理人 朱黎明

权利要求书 4 页 说明书 16 页 附图 6 页

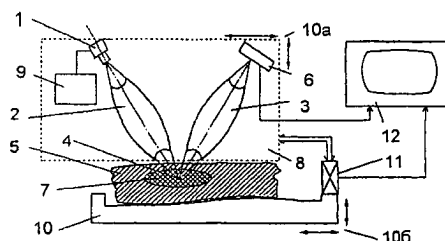
[54] 发明名称

测定恶性肿瘤位置及其放射治疗用的 X 射线设备

[57] 摘要

在放射治疗方法的第一阶段中,测定先前诊断所显露出的恶性肿瘤的位置,对患者身体(5)的部分(7)包括所述肿瘤进行扫描,扫描是通过移动由几个 X 射线束交叉形成的辐射集中区域(4)来进行的。关于组织密度的信息是利用探测器(6)得到的,产生于集中区域(4)的次级辐射被传送到该探测器。在第二阶段,利用第一阶段中同样的装置进行扫描,即在第一阶段中所测的恶性肿瘤的范围内移动辐射集中的区域,因此,利用控制装置(9),重新调整 X 射线源到增加强度的方式,该强度的射线足以对恶性肿瘤组织产生杀伤。为了传送 X 射线源的辐射到辐射集中区域和传送次级辐射到探测器,利用准直器、X 射线透镜(2), (3)和半透镜,它们与源和探测器组合成一种 X 射线光学系

统(8)。当辐射集中区域在扫描时,作为整体的 X 射线光学系统(8)和患者身体(5)分别地移动(10a, 10b)。坐标传感器(11)和探测器(6)的输出端连接到数据处理和成像的装置(12)。应用关于生物组织密度信息的所述原理和在两个阶段中形成 X 射线束的共同装置改进了测量准确度和射线效果,减少了健康组织的辐照剂量。



1. 一种利用 X 射线束测定恶性肿瘤位置及对其放射治疗的设备，它包括 X 射线光学系统（8）、用于患者身体和 X 射线光学系统相对定位的设备（10）、
5 用于数据处理和成像的设备（12）以及传感器（11）；

所述 X 射线光学系统（8）包括一个或多个 X 射线源（1）、用于将其辐射集中的装置（2）和一个或多个探测器（6），该探测器的输出端连接到数据处理和成像的装置（12）上，作为 X 射线光学系统（8）一部分的 X 射线源可改变其辐射强度，

- 10 所述 X 射线光学系统（8）包括 X 射线源（1）的辐射强度联合控制装置（9），
用于集中这些 X 射线源辐射的装置（2）的制造和位置使其可以将所有 X 射线源的辐射集中到包含现时测量结果所涉及的并位于患者身体（5）内具有恶性肿瘤部分的点的区域中，

- X 射线光学系统（8）还包括一个或多个装置（3），用于将辐射集中区所
15 产生的次级辐射传送到探测器（6），所述探测器与所述装置的输出端相连，
并对所述次级辐射灵敏，

用于测定所述现时测量结果所涉及的并位于患者身体（5）内具有恶性肿瘤部分的点的坐标并与患者身体和 X 射线光学系统（8）相对定位的装置（10）相连的传感器（11），其输出端连接到数据处理和成像装置（12）上，

- 20 所述的数据处理和成像装置能形成组织密度分布并将其成像，该组织密度分布是利用患者身体和 X 射线光学系统相对定位的装置（10）用 X 射线源的辐射集中区扫描患者身体（5）内包括恶性肿瘤的部分得出的。

2. 如权利要求 1 所述的设备，其特征在于 X 射线光学系统包括数个 X 射线源（1，17），

- 25 用于将所述 X 射线源的辐射集中到含有现时测量结果所涉及的点的区域（16）的每个装置，以及把在所述区域产生的次级辐射传送到探测器（6，20）的每个装置是准直器（13，15，18，19），其通道指向 X 射线源集中辐射的区域，

所有的准直器的中心通道的光轴都交于所述现时测量结果所涉及的点。

- 30 3. 如权利要求 2 所述的设备，其特征在于作为 X 射线光学系统一部分的 X 射线源（1）是准点状的，

准直器(13)有聚焦于所述X-射线源的通道，
带孔的屏栅(14)置于每一个X射线源的输出端和相应准直器的输入端之间。

4. 根据权利要求2所述的的设备，其特征在于作为X射线光学系统的一部分的X射线源(17)是扩展的，
准直器(18)的通道朝着X射线源扩大。

5. 根据权利要求1所述的的设备，其特征在于作为X射线光学系统的一部分的X射线源(1)是准点状的，

用于把X射线集中在含现时测量结果所涉及的点的区域的每个装置是X射线半透镜(21)，该半透镜把相应X射线源发散的辐射转变成准平行辐射，

用于把产生的次级辐射传送到探测器的每个装置是用于把该辐射聚焦到探测器(6)的X射线半透镜(22)，

所有X射线半透镜的光轴交于所述现时测量结果所涉及的点。

6. 根据权利要求1所述的的设备，其特征在于作为X射线光学系统的一部分的X射线源(1)是准点状的，

用于把X射线集中于含有现时测量结果所涉及的点的区域中的每一个装置均是X射线半透镜(21)，该半透镜把相应X射线源发散的辐射转变成准平行辐射，

用于把产生的次级辐射传送到探测器(20)的每一个装置均是X射线半透镜(23)，它形成准平行辐射并在X射线集中的区域(16)中有一个焦点，

所有的X射线半透镜的光轴交于所述现时测量结果所涉及的点。

7. 根据权利要求1所述的的设备，其特征在于作为X射线光学系统的一部分的X射线源(1)是准点状的，

用于把X射线集中于含有现时测量结果所涉及的点的区域(16)中的每一个装置均是X射线半透镜(21)，它把相应X射线源发散的辐射转变成准平行辐射，

用于把产生的次级辐射传送到探测器(20)的每一个装置均是X射线透镜(3)，它把该辐射聚焦到探测器(6)，并在X射线集中的区域有第二个焦点，

所有X射线半透镜和透镜的光轴交于所述现时测量结果所涉及的点。

8. 根据权利要求1所述的的设备，其特征在于作为X射线光学系统的一部分的X射线源(1)是准点状的，

用于把 X 射线集中于含有现时测量结果所涉及的点的区域中的每一个装置均是 X 射线半透镜 (21)，它把相应 X 射线源发散的辐射转变成准平行辐射，

用于把次级辐射传送到探测器的每一个装置均是带通道的准直器 (19)，所述通道朝着相应的探测器 (20) 发散，

- 5 所有的 X 射线透镜和半透镜的光轴以及准直器的中心通道交于所述现时测量结果所涉及的点。

9. 根据权利要求 1 所述的设备，其特征在于作为 X 射线光学系统的一部分的 X 射线源 (1) 是准点状的，

- 10 用于把 X 射线集中于含有现时测量结果所涉及的点的区域 (16) 中的每一个装置均是 X 射线半透镜 (21)，它把相应 X 射线源发散的辐射转变成准平行辐射，

用于把产生的次级辐射传送到探测器的每一个装置均是带通道的准直器 (15)，所述通道朝着相应的探测器 (6) 会聚，

- 15 所有 X 射线半透镜的光轴以及准直器的中心通道交于所述现时测量结果所涉及的点。

10. 根据权利要求 1 所述的设备，其特征在于作为 X 射线光学系统的一部分的 X 射线源 (1) 是准点状的，

用于把 X 射线集中于含有现时测量结果所涉及的点的区域中的每一个装置均是 X 射线透镜 (2)，它聚焦 X 射线源发散的辐射，

- 20 用于把产生的次级辐射传送到探测器的每一个装置均是 X 射线透镜 (3)，它把该辐射聚焦到相应的探测器 (6) 上，

所有的 X 射线透镜的光轴交于所述现时测量结果所涉及的点 (4)。

11. 根据权利要求 1 所述的设备，其特征在于作为 X 射线光学系统的一部分的 X 射线源 (1) 是准点状的，

- 25 用于把 X 射线集中于含有现时测量结果所涉及的点的区域中的每一个装置均是 X 射线透镜 (2)，它聚焦 X 射线源发散的辐射，

用于把产生的次级辐射传送到探测器的每一个装置均是带通道的准直器 (15)，所述通道朝着相应的探测器 (6) 会聚，

- 30 所有的 X 射线透镜的光轴和准直器的中心通道交于所述现时测量结果所涉及的点。

12. 根据权利要求 1 所述的设备，其特征在于作为 X 射线光学系统的一部

分的 X 射线源 (1) 是准点状的,

用于把 X 射线集中于含有现时测量结果所涉及的点的区域 (16) 中的每一个装置均是 X 射线透镜 (2), 它聚焦 X 射线源发散的辐射,

5 用于把产生的次级辐射传送到探测器的每一个装置均是带通道的准直器 (19), 所述通道朝着相应的探测器 (20) 发散,

所有的 X 射线透镜的光轴和准直器的中心通道交于所述现时测量结果所涉及的点。

13. 根据权利要求 1-12 中任何一项所述的设备, 其特征在于所述设备包括在辐射强度增加时能关闭探测器, 或对其进行屏蔽的附加装置。

测定恶性肿瘤位置及其放射治疗用的 X 射线设备

5 发明的领域

本发明涉及测定患者体内恶性肿瘤的方法和利用 X 射线进行治疗的设备。

背景技术

已知的方法包括诊断确诊并决定使用 X 射线对恶性肿瘤进行放射治疗以
10 后, 进行外形测量(topometric)的准备。在所述的外形测量准备期间, 要测定
病灶、器官和解剖结构的线性尺寸、面积和体积, 并定量地描述这些病灶、器
官和解剖结构在具体患者体内的相对位置(例如参见《恶性肿瘤放射治疗的物
理学家指南》E. S. Kiseleva 教授编辑, 刊于“医学”莫斯科 1996[1], pp46-47)。
外形测量准备的主要任务是综合从疾病诊断所得的各种数据, 向放射医生提供
15 关于受照区 1 比 1 尺度的解剖数据, 从而有可能制定一个辐照方案。为了选定
辐照方案中的变量和参数, 从辐射传播的观点来看, 必须知道靶区的形状和尺
寸, 其在患者体内的位置以及周围组织的邻接关系, 靶和最重要的解剖结构和
重要器官之间的距离。在外形测量准备和制定辐照方案以后, 具体选定在进行
X 射线辐照时 X 射线要投射的患者皮肤表面上的特征部位和区域。

20 所述的为进行辐照而对患者的临床准备和辐照本身相结合的主要缺点, 是
这两个阶段在时间和空间上都是分开的。特别是因为这两步是利用不同的装置
来进行的。辐照(为了杀伤恶性肿瘤细胞而令射线作用在其上)是利用相当强
的 X 射线的定向辐射源来实现的。X 射线检查比辐照治疗要早, 是用明显较低
强度的辐射进行的, 此外, 它们仅代表一种与其它手段(血管造影术, 排泄尿
25 路造影术, 胃肠道牵引, 骨架、脑壳骨和胸的检查, 骨和肝的放射核素检查,
超声方法(回声反射镜、回声计算机断层扫描术)来形成腹腔、骨盆和软组织
的图像, 提供高效 X 射线图像的计算机断层摄影法, 磁共振断层摄影法等)结
合使用的方法。所以要获得高准确度的辐射作用非常困难, 结果恶性肿瘤某些
部位未被照射, 或者强大的 X 射线集中照射在超过所述恶性肿瘤部位大小的区
30 域上。若是后者情况, 周围健康组织受到的照射量比处于辐照到恶性肿瘤的路
径上的健康组织还要多。

当实施本方法时，不仅要说明各次辐射时X射线取向与对准方向的误差，而且要说明各次辐照时内部器官位置的差异以及病人取位的误差。病人为了避免健康组织受过量照射而要求采取的分次照射会造成恶性循环，因为人们知道，一次传递给恶性病灶并足以使该病灶产生不可逆杀伤的剂量只是足以产生同样效果的分次照射累积剂量的几分之一（文献1，pp.84.91）。

为了克服这个缺点，某些已知的技术方案采取一些特殊步骤，目的在于增加准确度和稳定的患者定位（例如见美国专利 No. 5983424，1999年11月16日出版[2]）。

所谓模拟机的使用是克服上述缺点的另一种方法[文献1 P55]，它是一台在几何形状和运动机动性方面十分类似于远距离辐照设备的X射线诊断机。利用所述的模拟机在不改变患者位置的情况下可以在不同方向上对患者进行照射。在进行外形测量时，病人躺在模拟机平台上，其位置可以接受辐照进行X射线透视。选择受照体积的中心和边界，利用光线交叉和可移动的X射线对比纤维来确定辐射时射线束中心轴线所在的平面。

但是这些措施都不能避免辐照恶性肿瘤的射线束在“定向”上的误差，因为这些误差来自于肿瘤增大。这一点在长期治疗中会成为重要的因素，在长期治疗时从把病人诊断检查结果最终定下来的时刻起到各次辐照是相隔一定时间的过程。

最接近于本发明的技术方案可参见美国专利 No. 5, 207, 223 (1993.5.4 公布[3])。根据这个专利，就在病人受照前，利用定向的X射线束形成患者组织结构的影像，并将其与先前诊断检查的结果比较用来对辐照方案进行修正。但是使用不同的X射线束来形成所述的图像以及对于恶性病灶进行辐照，这在原则上不可能避免辐射束方向上的误差。此外，只有当计算机断层扫描的算法实现后，才能得到可接受的成像准确度，这意味着不仅要使用复杂的技术装置，而且要采用足够高的辐照剂量。

发明的概述

本发明涉及恶性肿瘤放射治疗的方法，确定恶性肿瘤位置的方法以及实行所述两方法的设备，其提供的技术效果在于能消除由于使用普通X射线束对于确定组织结构和肿瘤位置以及射线对肿瘤区作用的上述不利影响。本发明另一种类型的技术效果是减少了形成组织结构的图像（所述图像用于修正辐照方

案)所需的辐照剂量,并减少了所选要进行辐照的区域周围的组织所受的辐照剂量。

本发明用 X 射线对恶性肿瘤进行放射治疗的方法和已知的方法一样都分为两个阶段。在第一阶段,根据现时测量结果所涉及的点的空间坐标组和对应于所述坐标的组织密度值的信息,形成患者身体一部分(包括恶性肿瘤以及该部分周围的器官和组织)的内部结构的图像。然后利用先前诊断的结果,对与恶性肿瘤相关联的结构要素的图像进行识别,形成辐照方案,该辐照方案是一组 X 射线剂量,它应传送到由固定的一套坐标点所代表的恶性肿瘤的不同部位。此后就开始第二阶段,此时实施该辐照方案。

- 10 为了得到本发明方法的两类技术效果,比现有方法优越,在第一阶段为得到关于患者体内部分结构的信息,将 X 射线集中在含现时测量结果所涉及的位于患者体内的点(包括恶性肿瘤)的区域中。将该区域发出的次级辐射传送到一个或多个探测器,然后用相对移动辐射集中区域和患者身体的方式对患者体内该部分(包括恶性肿瘤)进行扫描。根据次级辐射强度数据组(它是利用一个或多个探测器得到的并同时用现时测量结果所涉及的 X 射线集中区域的点的坐标限定的)来确定该点的组织密度。使用定量指标(取组织密度的值)与对应于所述定量指标的坐标值一起为分布在患者体内该部分(包括恶性肿瘤)的组织密度成像。在第二阶段,用第一阶段同样方法集中 X 射线,扫描恶性肿瘤所占的那部分空间,从而使 X 射线集中的区域对应于恶性肿瘤部分,该区域由一套点坐标表示,这套点坐标是第一阶段识别有关恶性肿瘤的图像结构要素以后决定的。与第一阶段相比,在第一阶段制定的辐照方案是通过增加 X 射线强度并控制辐照时间而实现的。

- 25 可以例如利用一个或多个准直器用相应数目的相隔的 X 射线源将 X 射线集中在含现时测量所涉及的并位于患者体内的点(包括恶性肿瘤)的区域中。把产生的次级辐射传送到一个或多个探测器也可利用一个或多个准直器实现。所有的准直器的设置方向应使它们的中心通道的轴线交于现时测量结果所涉及的点。

- 30 也可以利用一个或多个 X 射线半透镜将 X 射线集中在含现时测量所涉及的并位于患者体内的点(包括恶性肿瘤)的区域中,这些半透镜能把相应数目的,相互间隔的 X 射线源的发散的辐射转变成准平行的辐射束。因此也可以利用一个或多个 X 射线半透镜把产生的次级辐射聚焦到探测器上或形成准平行辐射来

把产生的次级辐射传送到一个或多个探测器上，所有的X射线半透镜的设置方向应使它们的光轴交于现时的测量结果所涉及的点。

也可以利用一或多个X射线半透镜将X射线集中在含现时测量所涉及的并位于患者体内的点（包括恶性肿瘤）的区域中，所述半透镜将相应数目相隔的X射线源的发散辐射转变为准平行的辐射。另外将发生的次级辐射传送到一个或多个探测器是利用一个或多个X射线透镜进行的，X射线透镜将该辐射聚焦到探测器上，因此所有的X射线半透镜和透镜的设置方向应使它们的光轴相交于所述现时测量结果所涉及的点。

在一个具体的实例中，当实施本发明方法时，利用多个X射线半透镜将X射线集中在含现时测量所涉及的并位于患者体内的点（包括恶性肿瘤）的区域中，所述X射线半透镜把相应数目相互间隔的X射线源发散辐射转变成准平行辐射，并且利用一个或多个准直器把产生的次级辐射传送到一个或多个探测器。因此X射线半透镜和准直器的设置方向应使所有的X射线半透镜的中心轴线和所有准直器的中心通道相交于所述现时测量结果所涉及的点。

在另一个具体实例中，利用一个或多个间隔的X射线源和相应数目的X射线透镜将X射线集中在含现时测量所涉及的并位于患者体内的点（包括恶性肿瘤）的区域中，所述X射线透镜把每一个X射线源发散的X射线聚焦在现时测量结果所涉及的点上。在这种情况下，把产生的次级辐射传送到一个或多个探测器是利用X射线透镜来实现的，该透镜把该辐射聚焦到探测器上，并在所述的点有第二个焦点。在这种特殊情况下，会得到一个额外的技术成果，即利用少量的X射线束（甚至一个X射线束）将辐射作用限制是在超小尺寸的区域中，而对健康组织的辐照维持在很低的水平，这样就避免可能的分次照射并在某些情况下只对小肿瘤进行一次放射治疗。由于在本发明中使用了X射线透镜，因此可得到这样的技术效果。

在一个更加具体的实例中，利用一个或多个间隔的X射线源和相应数目的X射线透镜将X射线集中在含现时测量所涉及的并位于患者体内的点（包括恶性肿瘤）的区域中，这些透镜把每一个X射线源发散的辐射聚焦到所述现时测量结果所涉及的点。因此，也利用准直器把产生的次级辐射传送到一个或多个探测器，准直器的设置方向应使它们的中心通道的光轴线交于所述的点。

在本发明用X射线束确定恶性肿瘤位置的方法中，以及美国专利 NO. 5,207,223[3]所述的已知方法中，根据现时测量结果所涉及的点的一套空间坐

标数据,以及相应于所述坐标的组织密度值,形成患者身体一部分内部结构(包括周围器官和组织)的图像。此后,利用先前诊断的结果来识别有关恶性肿瘤结构要素的图像。

与所述的已知方法不同,在本发明方法中,为获得在取得有关患者内部结构的信息方面的上述技术效果,将X射线集中在含有现时测量结果所涉及并位于患者体内的点(包括恶性肿瘤)的区域中。在这个区域中形成的次级辐射被传送到一个或多个探测器;以相对移动辐射集中区域和患者身体的方式扫描患者身体该部分(包括恶性肿瘤)。而所述现时测量结果所涉及的点的生物组织密度则是根据一套次级辐射的数值来测定的,该套数据是利用一个或多个探测器与含所述点的X射线集中区域的坐标同时得到的。此由生物组织密度值表达的定量特征和相应于所述定量特征的坐标值,用来形成患者身体该部分(包括恶性肿瘤)的生物组织的密度分布的图像。然后,将该点的坐标和对应于所述的坐标并被识别为恶性肿瘤所具有的生物组织密度一道固定下来。

在实施本发明方法测定恶性肿瘤位置的具体实例中,利用一个或多个准直器将X射线集中在含现时测量所涉及的并位于患者体内的点(包括恶性肿瘤)的区域中。因此使用相应数目的间隔的X射线源,并利用一个或多个准直器把产生的次级辐射传送到一个或多个探测器。所有的准直器的设置方向应使它们的中心通道的轴线交于现时测量结果所涉及的点。

在实行本发明方法另一个实例中,利用一个或多个X射线半透镜将X射线集中在含现时测量所涉及的并位于患者体内的点(包括恶性肿瘤)的区域中,所述X射线半透镜将相应数目的间隔的X射线源发散的辐射转变成准平行的辐射,而把形成的次级辐射传送到一个或多个探测器也是利用一个或多个X射线半透镜来实现的,该半透镜将该辐射聚焦到探测器上或形成准平行的辐射。因此,所有X射线半透镜的设置方向应使其光轴交于现时测量结果所涉及的点上。

在另一个实例中,利用一个或多个X射线半透镜将X射线集中在含现时测量所涉及的并位于患者体内的点(包括恶性肿瘤)的区域中,该X射线半透镜把相应数目的间隔的X射线源发散的辐射转变成准平行的辐射;利用一个或多个X射线透镜把产生的次级辐射传送到一个或多个探测器,该X射线透镜把该辐射聚焦到探测器上。因此所有的X射线半透镜和透镜的设置方向应使它们的光轴交于现时测量结果所涉及的点。

在另一个具体实例中,利用数个X射线半透镜将X射线集中在含现时测量所涉及的并位于患者体内的点(包括恶性肿瘤)的区域中,该X射线半透镜把相应数目相互间隔的X射线源发散的辐射转变成准平行辐射;利用一个或多个准直器将产生的次级辐射传送到一个或多个探测器,因此X射线半透镜和准直器的设置方向应使所有的X射线半透镜的光轴和所有准直器的中心通道交于所述现时测量结果所涉及的点。

也可利用一个或多个相互间隔的X射线源和相应数目的X射线透镜将X射线集中在含现时测量所涉及的并位于患者体内的点(包括恶性肿瘤)的区域中,透镜把每个源发散的X射线聚焦到现时测量结果所涉及的点,利用X射线透镜把次级辐射传送到一个或多个探测器上,所述X射线透镜把辐射聚集到探测器上,并在所述点有第二个焦点。

此外,可以利用一个或多个相互间隔的X射线源和相应数目的X射线透镜将X射线集中在含现时测量所涉及的并位于患者体内的点(包括恶性肿瘤)的区域中,X射线透镜把每个源发散的X射线聚焦到所述现时测量结果所涉及的点。在此情况下,利用准直器把产生的次级辐射传送到一个或多个探测器,准直器设置的方向应使它们的中心通道的光轴相交于所述的点。

为了实现所提出的本发明方法,可以用一种同样的设备。该设备以及美国专利 NO. 5, 207, 223[3]所述的测定恶性肿瘤的位置以及用X射线束进行放射治疗的已知设备,都包括X射线光学系统、进行患者身体和X射线光学系统相对定位的装置、数据处理和成像的装置。而X射线光学系统包括一个或多个X射线源,并带有辐射集中装置和一个或多个探测器,其输出端连接到数据处理和成像系统上。

为了得到本发明所特有的上述类型技术效果,本发明设备与已知设备不同,作为X射线光学系统的一部分的X射线源具有改变辐射强度的能力,并且该X射线光学系统包括共同控制多个X射线源辐射强度的装置。将这些源的辐射集中的装置具有把所有X射线辐射源的辐射集中到含有现时测量结果所涉及的并位于患者体内的点(包括恶性肿瘤)的区域中的能力。该X射线光学系统也包括一个或多个装置,能把从辐射集中区域产生的次级辐射传送到位于这些装置输出端的探测器,所述的探测器对次级辐射是灵敏的。测定现时测量结果所涉及并位于患者体内的点(包括恶性肿瘤)的坐标的传感器,连接到用于给患者身体和X射线光学系统进行相对定位的装置。所述的传感器以其输出端

连接至数据处理和成像装置。数据处理和成像装置能利用患者身体和X射线光学系统相对定位的装置，将X射线源的辐射集中在患者身体一部分（包括恶性肿瘤）上并进行扫描，能得出组织密度分布并将其成像。

在本发明的一个具体实例中，X射线光学系统包括数个X射线源和把所述
5 源的辐射集中到含有现时测量结果所涉及的点的区域中的各个装置，用来将所述点发出的次级辐射传送到探测器的装置是带有通道的准直器，该准直器的方向朝着X射线源集中辐射的区域，因此所有准直器的中心通道的光学轴线交于所述现时测量结果所涉及的点。

在这情况下，例如，有可能使用准点状X射线源和聚焦在这些点源上的带
10 通道的准直器，作为X射线光学系统的一部分，因此，带孔的屏栅放在每一个X射线源输出端和相应的准直器的输入端之间。

在所述的情况下，也可能使用扩展的X射线源和带通道的准直器，所述准直器朝着所述X射线源逐渐变宽，作为X射线光学系统的一部分。

在其它具体实例中，作为X射线光学系统一部分的X射线源是准点状的，
15 将X射线集中于含有现时测量结果所涉及的点的区域的各个装置是X射线半透镜，它把相应X射线源发散的辐射转变成准平行辐射，而把产生的次级辐射传送到探测器的每一个装置是X射线半透镜，它将该辐射聚焦到探测器上。因此，所有X射线半透镜的光轴交于所述现时测量结果所涉及的点。

在又一个具体实例中，作为X射线光学系统一部分的X射线源是准点状的，
20 的，将X射集中到含有现时测量结果所涉及的点的区域的装置是X射线半透镜，它把相应X射线源发散辐射转变成准平行辐射；把产生的次级辐射传送到探测器的每一个装置是X射线半透镜，它形成准平行辐射，并在X射线集中区域中有一个焦点，因此，所有X射线半透镜的光轴交于所述现时的测量结果所涉及的点。

25 另一个具体实例中，作为X射线光学系统一部分的X射线源是准点状的，将X射线集中在含有现时测量结果所涉及的点的区域的每一个装置是X射线半透镜，它把相应X射线源发散的辐射转变成准平行辐射，而把次级辐射传送到探测器的每一个装置是X射线透镜，该X射线透镜将该辐射聚焦到探测器上，并在射线集中区域有第二个焦点。在此情况下，所有的X射线半透镜和透镜的
30 光轴交于所述现时测量结果所涉及的点。

设备也有可能是，当作为X射线光学系统一部分的X射线源是准点状的

时,将X射线集中到含有现时测量结果所涉及的点的区域的每一个装置是X射线半透镜,它把相应X射线源发散的辐射转变成准平行辐射;而把产生的次级辐射传送到探测器的每一个装置是带朝着相应探测器发散的通道的准直器。因此,所有的X射线透镜和半透镜的光轴以及准直器的中心通道交于所述现时测量结果所涉及的点。

实现本发明设备又一个可能的方式具有如下特点:作为X射线光学系统的一部分的X射线源是准点状的,将X射线集中在含有现时测量结果所涉及点的区域中的每一个装置是X射线半透镜,它把相应X射线源的发散的辐射转变成准平行辐射,而把产生的次级辐射传送到探测器的每一个装置是带朝着相应的探测器会聚的通道的准直器。因此所有的X射线半透镜的光轴和准直器的中心通道交于所述现时测量结果所涉及的点。

作为实现该设备的另一个具体实例,作为X射线光学系统的一部分的X射线源是准点状的,将X射线集中到含现时测量结果所涉及的点的区域中的每一个装置是X射线透镜,它聚焦X射线源的发散辐射,而把产生的次级辐射传送到探测器的每一个装置是X射线透镜,它把该辐射聚焦到相应的探测器上,因此,所有的X射线的透镜的光轴交于所述现时测量结果所涉及的点。

也有可能以下列方式实现本发明的设备:作为X射线光学系统的一部分的X射线源是准点状的,将X射线集中在含有现时测量结果所涉及的点的区域中的每一个装置是X射线透镜,它聚焦X射线源的发散辐射;而把产生的次级辐射传送到探测器的每一个装置是带朝相应探测器会聚的通道的准直器,所有的X射线透镜的光轴和准直器的中心通道交于所述现时测量结果所涉及的点。

本发明的设备也可以是这样,作为X射线光学系统的一部分的X射线源是准点状的,把X射线集中到含有现时测量结果所涉及的点的区域中的每个装置是X射线透镜,它聚焦X射线源的发散辐射,而把产生的次级辐射传送到探测器的每一个装置是带朝着相应的探测器发散的通道的准直器,所有X射线透镜的光轴和准直器的中心通道交于所述现时测量结果所涉及的点。

在所有上述描述的情况中,所述设备都可附加一个装置,用于在高强度X射线源工作时关闭或屏蔽探测器。

附图简述

下面参照附图描述本发明:

图 1 描绘本发明方法的基础原理：为实现本发明方法的设备各主要部件的相对位置及其连接关系的示意图；

图 2 和图 3 描绘使用准直器将 X 射线集中并把次级辐射传送到探测器来实现本发明方法的具体实例；

5 图 4 和图 5 描绘使用 X 射线半透镜的同样实例；

图 6 描绘使用 X 射线半透镜集中 X 射线，而使用 X 射线“全”透镜把次级辐射传送到探测器的实例；

图 7 和图 8 描绘使用 X 射线半透镜来集中 X 射线，用准直器把次级辐射传送到探测器的实例；

10 图 9 描绘使用用 X 射线透镜来集中 X 射线并把次级辐射传送到探测器的实例；

图 10 和图 11 描绘使用 X 射线透镜集中 X 射线，利用准直器把次级辐射传送到探测器的实例。

15 本发明的各种实施方案

就其本身而言，测定恶性肿瘤位置的本发明方法适用于两种情况：一个情况是不接着进行恶性肿瘤的治疗；另一种情况是实行所述方法作为恶性肿瘤放射治疗一部分的第一阶段。在这两种情况下，该方法本身既不是诊断也不是治疗方法。

20 本发明的恶性肿瘤放射治疗方法总是包括在其第一阶段中测定恶性肿瘤位置的本发明方法。

本发明设备通常是共同适用于上述二种方法。

本发明方法是利用下面所述的设备来实现的。

25 准点状源 1（图 1）的发散 X 射线被 X 射线透镜 2 聚焦到患者身体 5 的部分 7 给定的点 4 上，该部分包括先前诊断确诊的恶性肿瘤。利用装置 10 以所要求的方式把患者身体与 X 射线光学系统相对定位。聚焦在点 4 的辐射激发患者身体 5 生物组织散射的次级辐射（相干和不相干的康普顿辐射和荧光辐射）。可准确到波动的次级辐射强度正比于该处的组成物质密度，该波动是由次级辐射发生过程中的随机特性引起的。第二个 X 射线透镜 3 的焦点也在同样的点 4
30 上，该透镜把它所接受的散射的次级辐射聚焦到探测器 6，后者则把它转变成电信号，传送到装置 12 的输入端进行数据处理和成像。透镜 1 和 3 的共同焦

点4位置的选择是利用相互定位装置10对患者身体5和X射线光学系统8的相对移动来进行的。X射线光学系统8包括具有改变辐射强度能力的X射线源1, X射线透镜2、3和辐射探测器6以及控制辐射强度的装置9。后者能同步改变X射线光学系统中所有的X射线源的辐射强度(图1所示仅是控制辐射强度装置中的一个, 描绘本发明的基本原理)。

改变辐射强度的可能性和用于控制所述强度的装置9用于治疗方法的第二阶段。

应当说明, 作为控制X射线(将发散辐射聚焦, 将发散辐射形成准平行束, 将准平行束聚焦等)装置的X射线透镜表现为传输辐射的曲面通道的组件(package), 所述辐射经历多次总的外部反射(例如参见V.A. Arkadiev, A.I. Kolomiitsev, M.A. Kumakhov等人的《具有宽角光阑的宽带X射线光学》Uspekhi, fizicheskikh, nauk 1989.157卷第3期PP.529-537.[4], 它描述了这个类型的第一个透镜, 美国专利NO.5,744,813(1998.4.28公布)[5]描述了更为现代的透镜)。如果要将发散的辐射聚焦, 透镜总体上是桶形的(即朝两个面都变窄), 如想要将发散的辐射转变成准平行的或为了聚焦这种射线, 透镜是半桶形的(即仅朝一个面变窄)。术语“全透镜”和“半透镜”广泛地用来表示所述的这两种透镜。

图1的设备可能有两种操作和使用的方案。一种是不移动患者身体5, 而移动X射线光学系统8(图1中箭头10a表示其运动的方向性), 但保留部件1、2、3和6的相互排列(因而透镜1和3的焦点重合); 另一种是反过来, X射线光学系统8不移动, 患者身体5移动(这样的运动在图1中用箭头10b表示)。

设备还包括坐标传感器11, 它对X射线光学系统8和患者身体5的移动起反应, 并连接到用于患者身体和X射线光学系统相对定位的装置10, 必须调节传感器11以便其输出信号相对所选的参考点对应于该现时测量结果涉及的点的坐标。

在图1所示的具体实例中, X射线透镜2、3的公共焦点4(这两个透镜的光轴交于所述焦点)正是所述现时测量结果所涉及的点。

在另一种情况下, 在辐射集中的区域较为宽大时, 这样的点是两条光轴(即用于集中辐射的装置的光轴或有条件地取为光轴, 例如准直器中心通道的轴和传送次级辐射到探测器的装置的光轴)的交点。用于患者身体和X射线光学

系统相对定位的装置 10 应能在患者身体所关注的部分（包括（或假设性地包括）恶性肿瘤）的范围内寻找所述的点。

辐射集中的区域表示与集中辐射所用装置相比或大或小的区域，并且所述区域围绕所述现时测量结果所涉及的点（在实施放射治疗方法的第二阶段，此集中区域也围绕着辐射集中装置的光轴和将产生的次级辐射传送到探测器装置的光轴相交的点，但在此阶段不进行测量）。在图 1 所示的情况下，集中区域的尺寸是最小的。

传感器 11 的输出讯号和探测器 6 的输出讯号传送到进行数据处理和成像的装置 12 的输入端。如上所述，此情况的焦点 4 表示现时测量结果所涉及的点，且事实上 X 射线源 1 的辐射被集中在此点的周围（对于 X 射线透镜 2 的聚焦区域的有限尺寸而言）。用于数据处理和成像的装置 12 提供了患者身体 5 生物组织的基质密度分布的图像，并进行形成于屏幕上的二维或三维图像的一种或其它计算（参见例如，E. Lapshin. 《IBM 个人电脑图示法》莫斯科“沙龙”1995 [6]）。在最简单的情况下，例如，当扫描（移动含现时测量结果所涉及的点 4 的 X 射线集中区域）是在患者身体 5 的任何一个截面上进行的时，在带有长余辉(afterflow)的装置 12 屏幕上能随扫描同时获得扫描图像。也可贮存一定量测量结果和接着进行的周期性扫描图像等。数字设备的容量使得有可能形成在其它范围体积（包括恶性肿瘤）中扫描形成的任何平面截面（而不仅是所关注的那个截面）上密度分布的图像。为此，只要从所得的结果（一套密度值和相应于该密度值的坐标值）选出与该体积（包括所需的对应于患者身体所关注的截面）的结果，来形成与置于该截面上坐标轴相关的二维图像。这种类型所需的转换是利用类似于文献[6]中所叙述的已知的方法用程序设计器来完成的。

为了识别有关恶性肿瘤所形成图像的结构要素，用数字形式统计地贮存的图像扫描模式来代替扫描过程中实时图像分析模式更为适当。

本发明的作用原理起源于如下事实：散射的次级康普顿辐射强度（形成此辐射的量子几率），在所有其它情况（特别是作用在物质上初始 X 射线的给定强度）相同时，正比于的物质密度（参见如 J. Jackson 《经典电动力学》“Mir”1965[7]）

与已知的方法和设备相比本发明的一个主要特征是利用次级康普顿散射辐射的量子作为提供信息的量子，当它们相互干涉时。

如前提及，在医学用途中的一个重要优点，是能以较小的辐射剂量辐照生物组织得到可接受的准确度。

为估计可能的裨益，我们将本发明与 X 射线计算机断层扫描术进行比较，后者是对人体组织与器官的不可见内部结构形成图像的最准确的现代方法。

5 让我们进行下列假设：光子能量 $E=50\text{keV}$ ，X 射线集中照射区域是 50mm 深，尺寸为 $1\text{mm}\times 1\text{mm}\times 1\text{mm}$ （这样的值例如对乳腺摄影检查中的准确度和观察条件是有代表性的），探测器探测到发生在 5cm 深度位置的次级辐射的 5%（这个假设意味着在次级辐射到达所述的将辐射传送到探测器的装置输入端之前，在患者体内已通过 5cm，因此将次级辐射传送到探测器的透镜或准直器的俘获角是
10 $0.05\times 4\pi\text{sr}$ ）。考虑到患者体内光子吸收的线性系数接近于水的系数（对于能量为 $E=50\text{keV}$ ，此系数为 $2\times 10^{-1}\text{1/cm}$ 左右），当穿透到 5cm 深度时，初始辐射束的强度减少至 $\exp(2\times 10^{-1}\times 5)=e\approx 2.71$ 分之一。从患者身体发射出的次级辐射强度（其光子强度非常接近于 50keV）也减少至 $e\approx 2.71$ 分之一。所以，由于在患者体内的辐射吸收，总的强度减少至 $e\times e=7.3$ 分之一。我们且低估
15 所得的裨益，仅考虑次级辐射的康普顿因素。在深度 $\Delta\chi$ 处次级康普顿辐射的量子形成几率为 $\omega=\sigma_K\times N_e\times \Delta\chi$ ，这里 $\sigma_K=6.55\times 10^{-25}\text{cm}^2$ 是次级康普顿散射截面， $N_e=3\times 10^{23}\text{1/cm}^3$ 是水中的电子密度。所以在 $\Delta\chi=1\text{mm}=10^{-1}\text{cm}$ 情况下，几率 $\omega=6.55\times 10^{-25}\times 3\times 10^{23}\times 10^{-1}\approx 2\times 10^{-2}$ ，换句话说，在长度 $\Delta\chi=1\text{mm}$ 处，形成 1 个次级光子平均需要 $1/(2\times 10^{-2})=50$ 个初始辐射的光子。

20 取密度（即测定次级光子的数量）的估计误差为 1% 的数量级。相对误差均方根值的随机性等于 $\delta=1/(N)^{1/2}$ ，这里 N 是记录光子的数量， $N=10000$ 对应于 $\delta=0.01$ 。

这样现在有可能为 N_χ 建立一个简单的方程， N_χ 是穿透到 5cm 深度，在这个深度形成一个次级康普顿辐射光子所需的初始光子数目。所述辐射则穿过 5cm，
25 因此 $N=10000$ 个光子达到探测器：

$$N_\chi e^{-2}\times 5\times 10^{-2}\times 2\times 10^{-2}=10^4$$

这里系数 5×10^{-2} 意思是仅 $5\%=10^{-2}$ 个光子到达探测器，且是形成次级光子总量中的固定值。

如果光子通量等于 $2.8\times 10^{10}\text{1/cm}^2$ ，则 50keV 能量的光子形成的辐照剂量
30 等于 1 伦琴（见光子能量、其数量和剂量之间关系的表格数据，例如，《医学中图像目测法的物理学》由 S.Webb.M 所编“Mir”1991[8]）。当进入患者体

内位置的初始 X 射线束的截面等于 1cm^2 , 则 $7.3 \times 10^7 \text{ 1/cm}^2$ 通量的射线在患者体内形成的辐照剂量等于 2.6×10^{-3} 伦琴。

对传统的 X 射线 CT, 例如用于骨质疏松检查时, 辐照剂量通常等于 100/300 毫伦琴 (V. I. Mazurov, E. G. Zottkin 《骨质疏松症的诊断和治疗的有关问题》 Saint-Petersburg, IKF “Folimat” 1998. P47 [9]), 即大 100 倍。

如果利用几个源进行辐照, 则剂量可能会额外地减少到几分之一, 因为 X 射线束按不同的路径到达集中照射区域, 在患者体内不会累积。

所以, 使用数个间隔的 X 射线源、探测器和相应数目的装置 (透镜、半透镜、准直器) 用于集中辐射和将次级康普顿辐射传送到探测器, 这几种本发明方法和设备的实施方案是最有效的。一方面, 可得到更有效的辐射集中 (只有使用如图 1 的 X 射线透镜, 在单个辐射集中装置的情况下才能获得所述的有效集中) 并增加探测器输出的讯噪比关系。另一方面, 有可能分散患者身体某部分受照的影响, 并避免不要检查的身体部分或器官的过量照射。使用几个探测器简单平均 (或在数据处理和成像装置 12 中, 对不同探测器输出讯号进行更复杂处理, 例如 “高度” 平均或在互相靠近的点对密度相关的处理) 有可能在其它条件相同的情况下使用较低功率的 X 射线源而无精度的损失。此外, 其它因素的影响降低了精度, 减小了平均值 (这些因素例如是在通向密度所涉及的不同点的路径上各个源 X 射线的有差别的辐射吸收, 还有从该点到传送次级康普顿辐射探测器装置的输入端的路径上次级辐射的吸收)。

本发明方法和设备的在以下图 2-图 11 中给出。

技术实施上最简单的方案表示于图 2 和图 3。

在图 2 中, 使用准点状 X 射线源 1 和带一些通道的准直器 13, 为了把辐射集中到区域 16, 所述通道沿着辐射传播方向发散 (扩大)。在 X 射线源 1 和准直器 13 之间放置一带孔的栅屏 14, 用于将辐射传输到准直器 13 的输入端, 并防止射线直接 (绕过准直器) 照射在受照体上。利用带通道的准直器 15 把次级辐射传送到探测器 6, 所述通道沿辐射传播方向 (即朝探测器 6 的方向) 会聚 (变窄), 所述的准直器在其传感表面可有一个焦点。带窄的入口小孔的半导体探测器可用作探测器 6。

在图 3 中, 准直器定向与图 2 所示恰好相反。使用扩展的 X 射线源 17 足以完全利用准直器 18 的入口小孔, 该准直器将辐射集中照射于区域 16。由于同样的原因, 使用足够宽入口小孔的探测器 20 (如闪烁探测器)。

在图4中,用于集中准点状源1辐射的装置和传送次级辐射的装置相应地是X射线半透镜21和22。半透镜22将散射的次级辐射聚焦到探测器6上。

在图5中,用于集中准点状源1辐射的装置和传送次级辐射的装置相应地是X射线半透镜21和23。半透镜23将散射的次级辐射转变成准平行辐射,并使其射向有宽入口小孔的探测器20。

图6所示的是一种联合方案:用于集中准点状源1的辐射的装置是X射线半透镜21,它将平行射线束投射到区域16,而将次级康普顿辐射传送到探测器6的装置是“全”X射线透镜3。

图7和图8所示的是其它联合的方案,其中将次级康普顿辐射传送到探测器的装置是准直器。图7中准直器19有通道,该通道朝着探测器6加宽,该探测器6有宽的入口小孔。图8恰好相反,准直器15也有通道,但朝着探测器6变窄,该探测器6有窄的入口小孔。

图9所示的是从准确度和分辨力观点来看最适合的方案;其集中准点状源1辐射的装置和传送次级辐射到探测器6的装置都相应地是“全”透镜2和3(可与图1中的进行比较)。

图10和图11所示的是另两个联合的方案。“全”X射线透镜2用作集中准点状源1辐射的装置是这两个方案的特征。

图10使用准直器15,作为将次级辐射传送到带窄的小孔的探测器6的装置,该准直器朝着探测器变窄。

图11使用准直器19,作为将次级康普顿辐射传送到带宽小孔的探测器20,该准直器朝着探测器变宽。

在所有体现X射线光学系统8的部件相互排列的设备的具体实例中,必须避免X射线源(1,17)的辐射(如如上所述由集中区域发出的带有所检查生物组织的密度信息的次级辐射那样)直接投射到探测器(6,20)的输入端上,也必须避免通过患者身体(5)后投射到探测器(6,20)的输入端上。为此目的,探测器(和传送次级辐射到该探测器的装置)均不位于将X射线源辐射集中在集中区域的装置的光轴的延伸线上,这些装置形成X射线束相交的区域。

本发明测定恶性肿瘤位置的方法和实行所述方法的设备,其最终结果是确定点座标的组合和相应点的生物组织密度(例如通过在数据处理和成像装置中储存相应相应的数字代码组),用来识别是否属于恶性肿瘤。例如,可用已知方法[3]通过把按本方法得出的图像与先前的诊断比较来进行此识别。因此一

个执行此方法的操作者能利用传统计算机技术指示用的装置例如“鼠标”，在数据处理和成像的装置屏幕上标记已识别的结构元素的图像。

如果决定进行恶性肿瘤的 X 射线摄像，在进一步使用此设备前，要建立一套 X 射线剂量的辐照方案，这些剂量应传送到由固定的一套坐标点所代表的恶性肿瘤的不同部位。可使用例如文献[1]中由恶性肿瘤侵入的器官的特性和其它因素描述的程序来形成辐照方案。

利用与集中 X 射线相同的装置（透镜 2, 21, 准直器 13, 18）扫描恶性肿瘤所占有的区域来实施此辐照方案，如同在执行治疗方法的第一阶段，即测定恶性肿瘤位置时一样。因此，对每一个辐射集中区域分立的位置开启用相对控制 X 射线源辐射强度的装置 9 控制的 X 射线源，开启的时间正比于所需剂量，使其强度增加（例如增加 X 射线管的阳极电流）到足以辐射杀伤恶性肿瘤组织。在特殊情况下，如恶性肿瘤很小，可在 X 射线集中的区域的单一位置上进行辐照，即不扫描。使用全透镜集中照射进行微小肿瘤（例如眼部）的放射治疗是可能的。

为了防止探测器可能的击穿，在 X 射线源具有高强度时，可关闭探测器或者对其进行机械屏蔽（图中未示所述的装置）。

在恶性肿瘤的定位（放疗第一阶段）和实施辐照方案（第二阶段）这两个阶段使用同样的辐射集中装置，并结合掌握这两个阶段的时间间隔，可使辐射束“聚焦”的误差最小。进行辐射治疗是在与测定恶性肿瘤阶段同样的辐射集中区域的位置上进行的，并且这两个阶段 X 射线光学系统相对于患者身体的位置也一样，即是固定在识别关于恶性肿瘤结构元素图像时的位置。可以利用更好的相对定位的装置（如文献[2]所述）来增加将 X 射线光学系统相对于患者身体（对应于识别时确定的座标）进行重复定位的准确度。

本发明的方法和设备的各具体实施方案取决于采用 X 射线透镜和半透镜来集中和传送辐射这种有效装置的可能性和所需的分辨率。所需的分辨率还会影响透镜和半透镜参数（如焦斑的尺寸、聚焦区域朝透镜光轴延伸的范围等等）的选择。因此应考虑到使用“全”透镜可实现高分辨率（毫米量级和更大的部件），却会延长足以扫描（包括恶性肿瘤）区域的时间。也要考虑其它条件如适当功率、尺寸等的 X 射线源是否可行。

由于本发明方法和设备可有许多实施方案，这就提供了各种可能性能满足所需的具体要求。

工业的实用性

本发明测定恶性肿瘤位置的方法和肿瘤的放射治疗方法以及实行所述方法的设备可以用于诊断当要求有关恶性肿瘤位置、形式和尺寸等完善的数据时，如果先已作出相关的决定或在获得所述完善数据之后作出相关的决定，乃

5 可依靠射线的作用进行治疗。

信息来源

- 1、《恶性肿瘤的放射治疗，医生指南》E. S. Kiseleva 教授编辑，莫斯科、“医学” 1996；
- 10 2、美国专利号 5983424，1999.11.16 出版；
- 3、美国专利号 5207223，1993.5.4 出版；
- 4、V. A. Arkadiev, A. I. Kolomiitsev, M. A. Kumakhov 等人《带有宽角小孔的宽带 X 射线光学》1989 年 157 卷第 3 期；
- 5、美国专利号 5744813，1998.4.28 出版；
- 15 6、E. Lapshin, 《IBM 个人电脑用图像法》莫斯科“沙龙” 1995；
- 7、G. Jackson, 《经典电动力学》莫斯科“Mir” 1965；
- 8、《医学中图像目视法的物理学》S. Webb 编辑，莫斯科“Mir” 1991；
- 9、《骨质疏松症的诊断和治疗的典型问题》IKF, “Foliant” 1998.

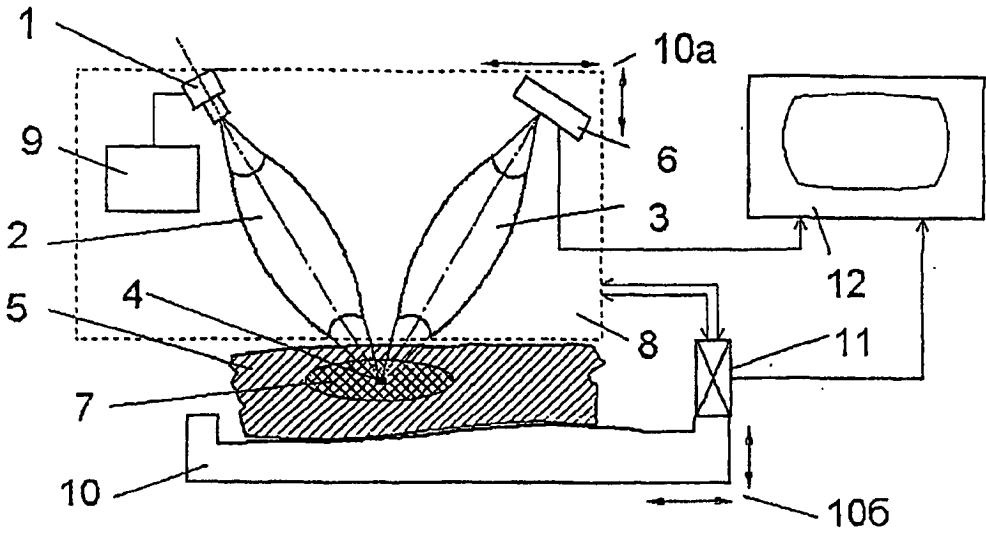


图 1

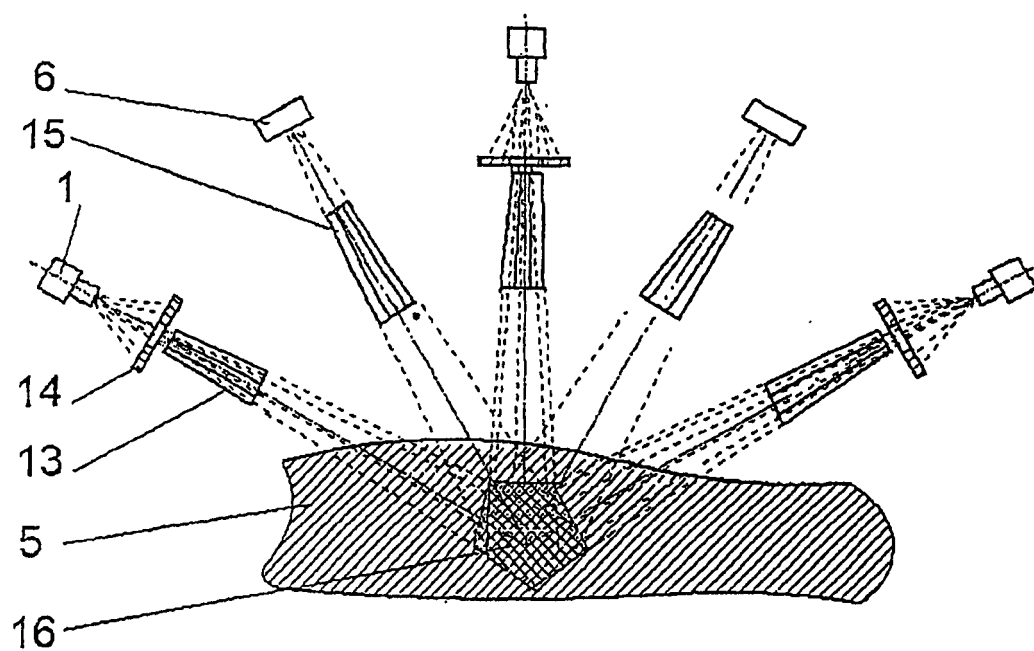


图 2

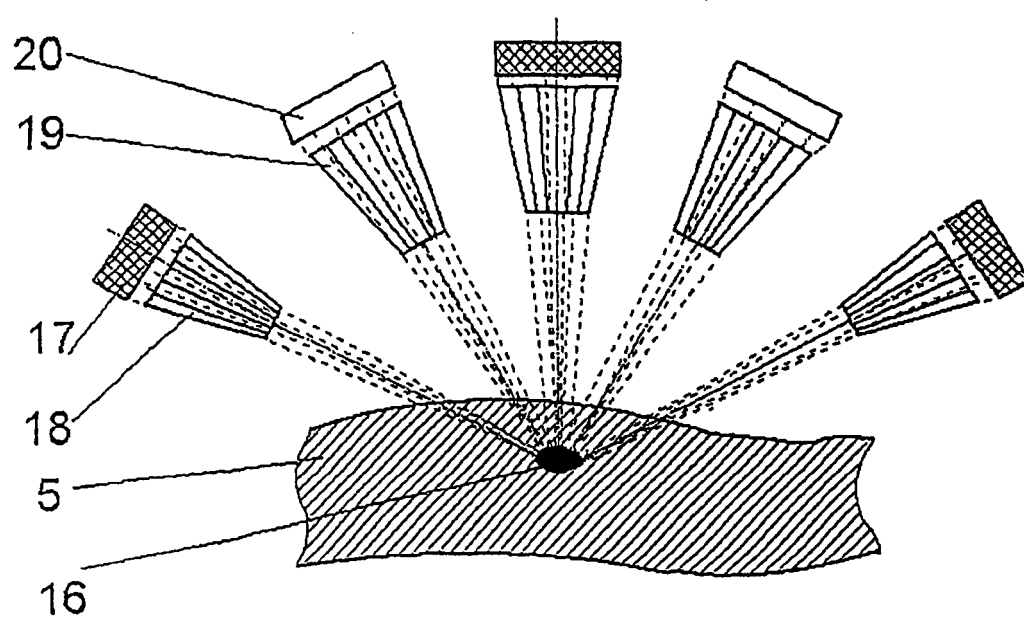


图 3

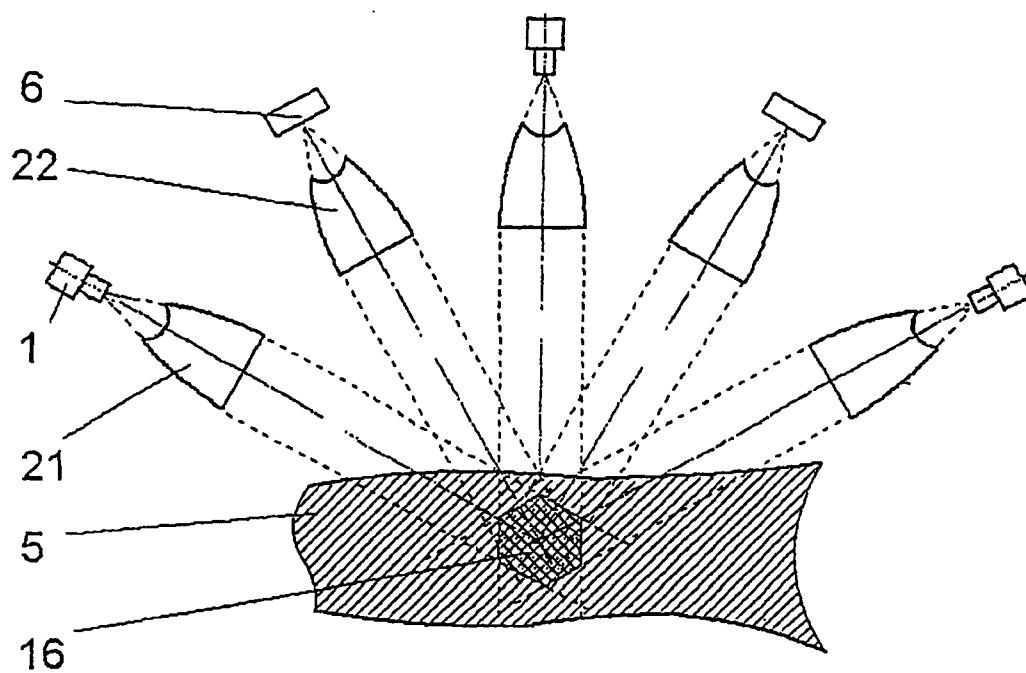


图 4

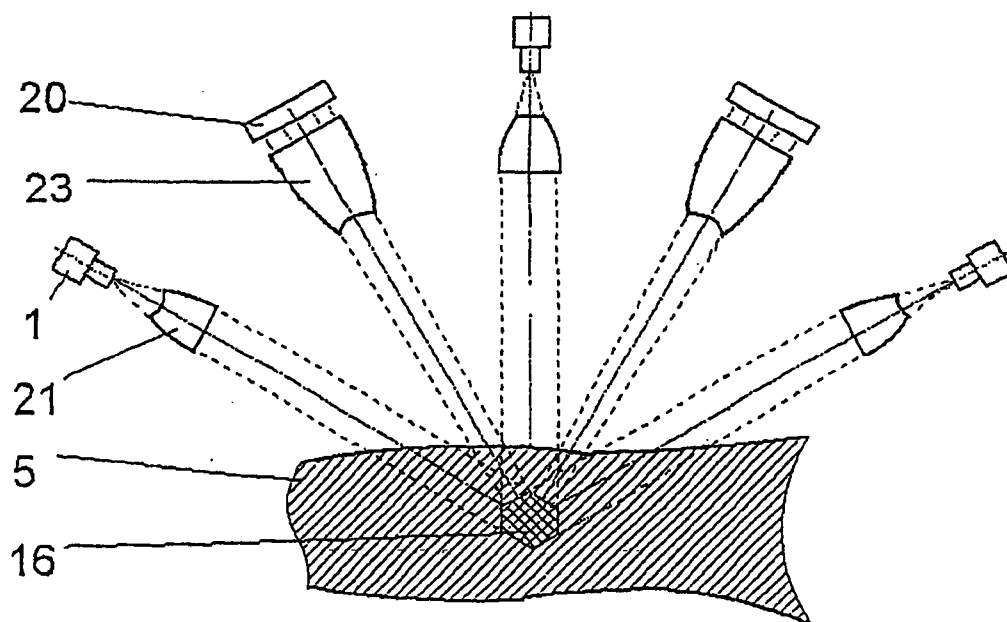


图 5

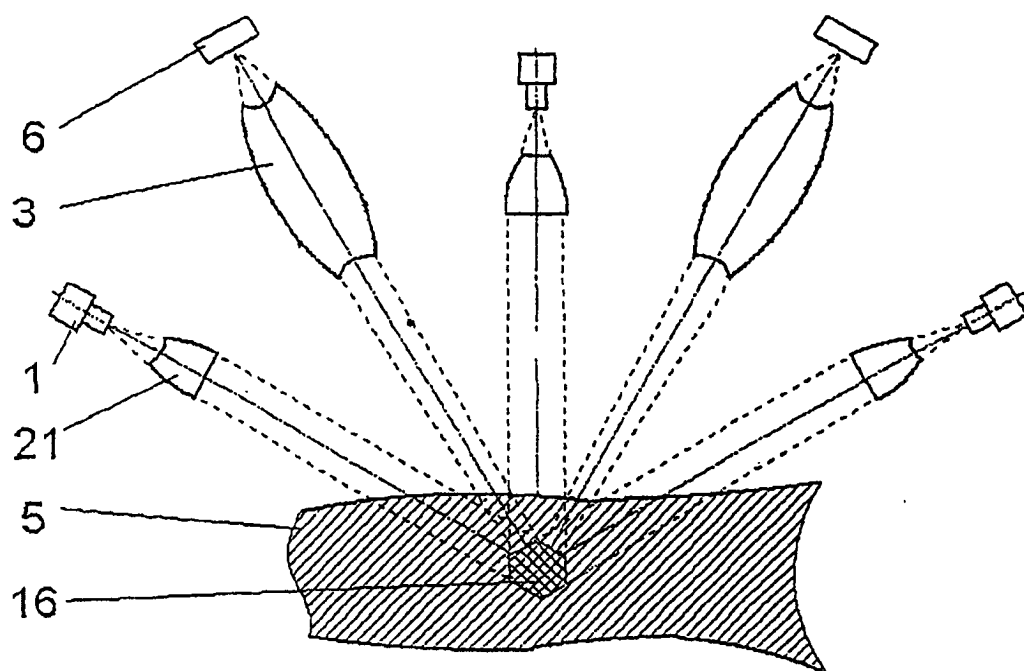


图 6

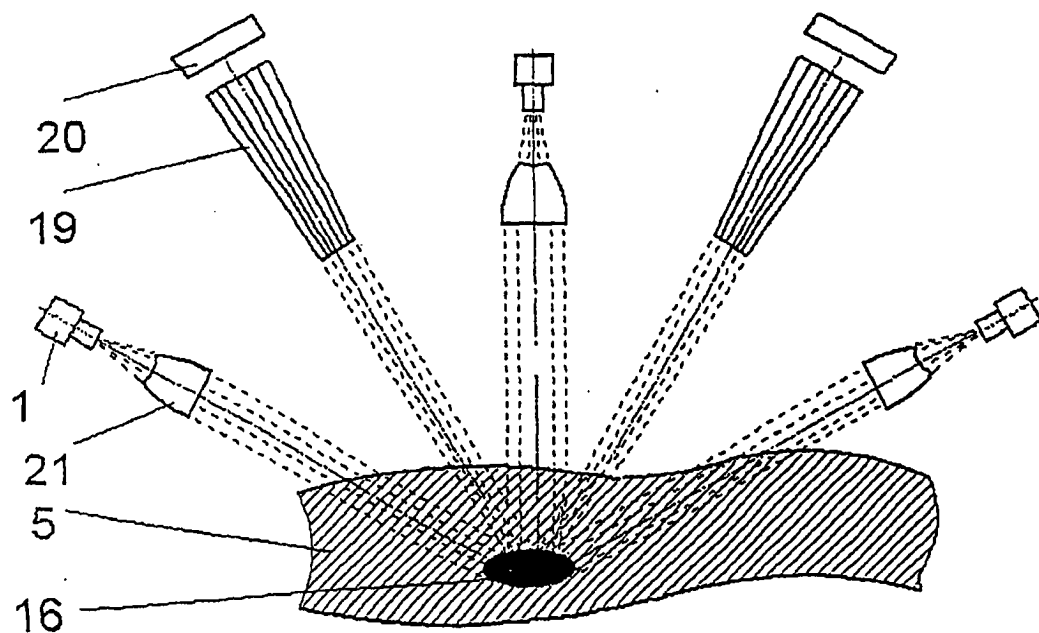


图 7

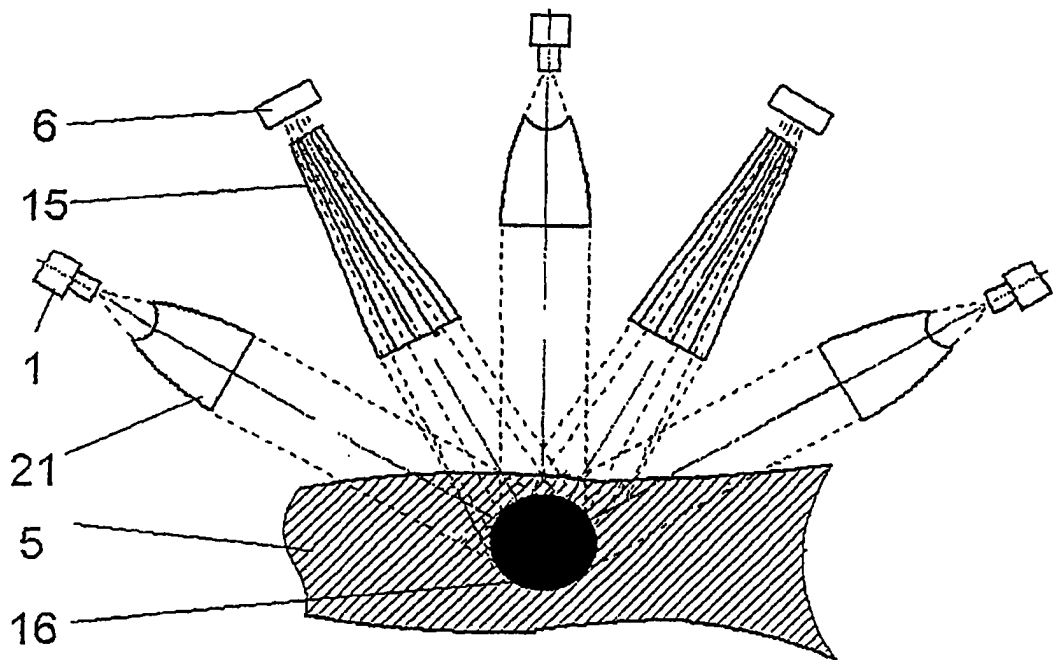


图 8

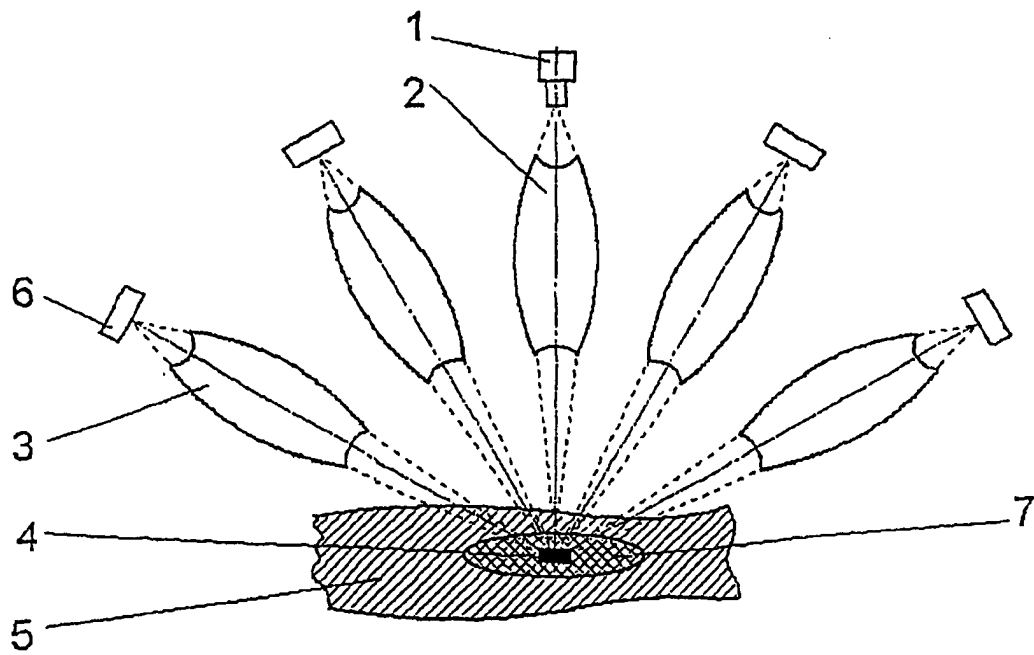


图 9

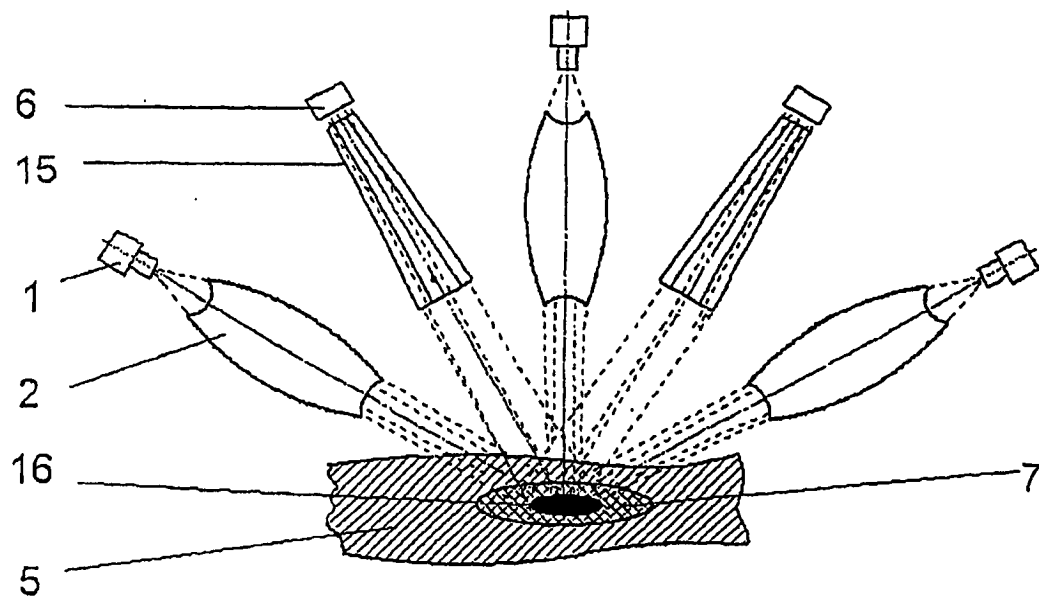


图 10

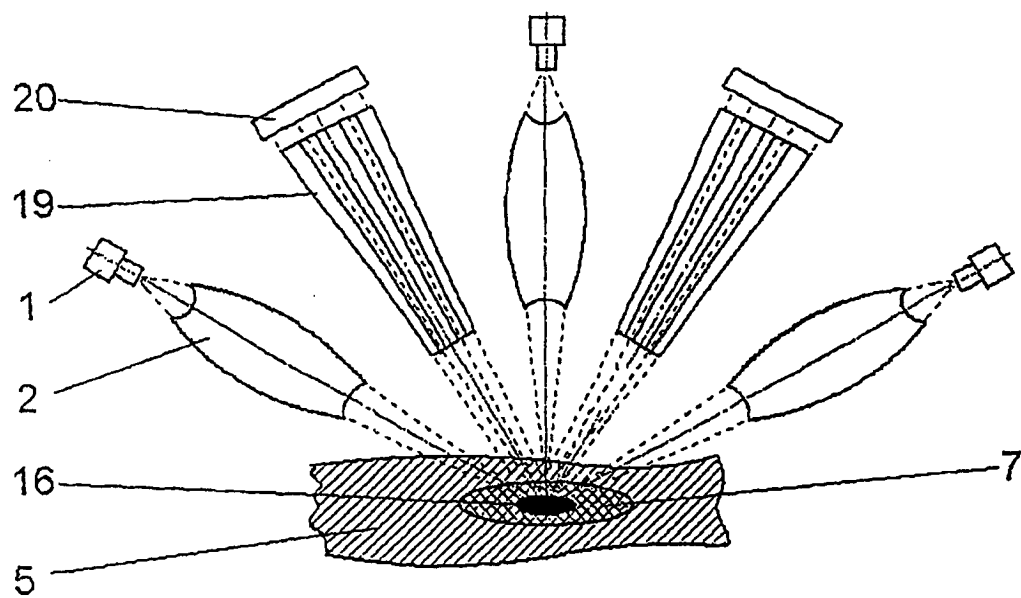


图 11