



[12] 发 明 专 利 说 明 书

[21] ZL 专利号 00806092.4

[45] 授权公告日 2005 年 2 月 16 日

[11] 授权公告号 CN 1189742C

[22] 申请日 2000.5.30 [21] 申请号 00806092.4
[30] 优先权
[32] 2000.2.11 [33] RU [31] 2000103190
[86] 国际申请 PCT/RU2000/000207 2000.5.30
[87] 国际公布 WO2001/059439 俄 2001.8.16
[85] 进入国家阶段日期 2001.10.10
[71] 专利权人 姆拉丁·阿布比奇罗维奇·库马科夫
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 高桂莲

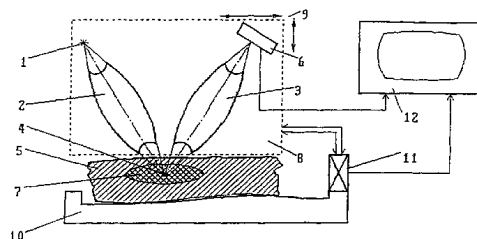
[74] 专利代理机构 上海专利商标事务所
代理人 李 玲

权利要求书 5 页 说明书 11 页 附图 6 页

[54] 发明名称 用 X 射线辐射获取物体内部结构图像的方法及其实施设备

[57] 摘要

本发明涉及用于获得物体,尤其是生物体的以视觉感受形式呈现的内部结构图像的装置。根据本发明方法,由源发射的 X 射线辐射被集中(例如借助于 X 射线透镜(2))在包含物体(5)被研究区(7)内的当前测量结果所参考的点(4)的区域中。在所述区域中出现的二次辐射(康普顿,荧光辐射)被运送给(例如借助于 X 射线透镜(3))一个或多个检测器(6)。通过移动所述区域可对物体(5)的被研究区(7)进行扫描。物体在该点的密度是通过从一个或多个检测器(6)接收的二次辐射强度值求总和确定的,同时用该点(4)的坐标确定。在数据处理与成像设施(12)中使用借助于传感器(11)获得的密度值和相应坐标值来产生物体被研究区中物质的密度分布图像。



1、一种在用 X 射线照射物体时用 X 射线形成该物体内部结构图像的方法，用一个或多个辐射检测器的输出信号来得到有关该物体物质密度的信息，其中将 X 射线集中在被研究物体(5)区(7)内的某一区域；所述区域包括一个当前点(4)，测量结果归属于该当前点(4)；将在所述区域内产生的二次辐射导向一个或多个检测器(6)；

通过移动所述区域，对所述被研究物体(5)区(7)进行扫描；

物体在所述当前点上的物质密度以一个或多个检测器(6)获得的一组二次辐射强度值测定，同时用 X 射线辐射集中区内测量结果所归属的当前点(4)的坐标确定；

根据密度值和相应的坐标值，重建所述被研究物体(5)区(7)的物质密度的分布图案。

2、如权利要求 1 所述的方法，其中

通过一个或多个准直器(13、18)用相应数量间隔开的 X 射线源(1)把 X 射线集中在区域(16)内，该区域(16)包括置于被研究物体区内测量结果所归属的当前点；

还利用一个或多个准直器(15、19)将产生的二次辐射导向一个或多个检测器(6、20)；

从而将所有准直器定向成使其中央通道的轴线穿过所述当前测量结果所参照的点。

3、如权利要求 1 所述的方法，其中

用一块或多块 X 射线半透镜(21)将 X 射线集中在包括测量结果所归属的当前点的区域(16)内，把相应数量间隔开的 X 射线源(1)的发散辐射变成准平行；

用一块或多块 X 射线半透镜(22、23)将产生的二次辐射导向一个或多个检测器(6、20)，把所述辐射聚焦在检测器上或形成准平行辐射；

从而将所有 X 射线半透镜定向成使其光轴穿过测量结果所归属的当前点。

4、如权利要求 1 所述的方法，其中

用一块或多块 X 射线半透镜(21)将 X 射线集中在包括测量结果所归属的当前点的区域(16)内，把相应数量间隔开的 X 射线源(1)的发散辐射变成准平行；

用一块或多块 X 射线透镜(3)将产生的二次辐射导向一个或多个检测器(6)，把所述辐射聚焦在检测器(6)上；

从而将所有 X 射线半透镜与透镜定向成使其光轴穿过测量结果所归属的当前点。

5、如权利要求 1 所述的方法，其中

用一块或多块 X 射线半透镜(21)将 X 射线集中在包括测量结果所归属的当前点的区域(16)内，把相应数量间隔开的 X 射线源(1)的发散辐射变成准平行；

用一块或多块准直器(19)把产生的二次辐射导向一个或多个检测器(20)；

从而将 X 射线半透镜与准直器定向成使半透镜的光轴与准直器的中央通道穿过测量结果所归属的当前点。

6、如权利要求 1 所述的方法，其中

用一个或多个 X 射线源(1)和相应数量的 X 射线透镜(2)把 X 射线集中在区域内，区域包括位于被研究区内的测量结果所归属的当前点，把每个源(1)的发散 X 射线聚焦在测量结果所归属的当前点(4)上；

用 X 射线透镜(3)将产生的二次辐射导向一个或多个检测器(6)，把所述辐射聚焦在检测器(6)上，且在所述点有第二焦点。

7、如权利要求 1 所述的方法，其中

用一个或多个间隔开的 X 射线源(1)和相应数量的 X 射线透镜(2)把 X 射线集中在区域内，区域包括位于被研究区内的测量结果所归属的当前点，把每个源(1)发散的 X 射线聚焦在测量结果所归属的当前点(4)上；

用准直器(15，19)将产生的二次辐射导向一个或多个检测器(6，20)，准直器定向成使其中央通道的光轴穿过所述点。

8、一种用 X 射线产生物体内部结构图像的设备，其特征在于包括：

被研究物体(5)的定位装置(10)；

X 射线系统(8)；

使被研究物体(5)的定位装置(10)与 X 射线系统(8)相对移动的装置；

数据处理与成像装置(12)，其中

X 射线系统(8)包括一个或多个 X 射线源(1)；

将所述一个或多个 X 射线源(1)的辐射集中在包括测量结果所归属的当前点(4)的区域中的装置；

一个或多个引导二次辐射的装置；

位于所述引导二次辐射装置输出端的所述辐射的检测器(6)；

所述检测器的输出端接至所述数据处理与成像装置(12)；

确定点(4)坐标的检测器(11)与被研究物体(5)的定位装置(10)和 X 射线系统(8)相接；

被研究物体(5)区内的所述点(4)被所述测量结果参照；

所述确定点(4)坐标的检测器(11)通过其输出端与所述数据处理与成像装置(12)相接。

9、如权利要求 8 所述的设备，其中 X 射线系统包括多个 X 射线源(1, 17)；

将所述源辐射集中在包括测量结果所归属的当前点的区域(16)内的每个装置和把在所述点产生的二次辐射导向检测器(6、20)的每个装置，都被做成准直器(13、15、18、19)；

所述准直器通道定向在所述 X 射线源的辐射集中区域(16)内；

从而所有准直器中央通道的光轴都穿过测量结果所归属的当前点。

10、如权利要求 9 所述的设备，其中包含在 X 射线源中的 X 射线源(1)为准点式；

准直器(13、15)的通道被聚集在所述 X 射线源上，并向被研究物体(5)的定位装置发散；

将有孔径的屏(14)置于各 X 射线源(1)的输出端与相应准直器(13)的输入端之间。

11、如权利要求 9 所述的设备，其中包括在 X 射线系统中的 X 射线源(17)为扩展式；

准直器(18, 19)的通道向被研究物体定位装置变窄。

12、如权利要求 8 所述的设备，其中包含在 X 射线系统中的 X 射线源(1)为准点式；

将 X 射线集中在包括测量结果所归属的当前点的区域(16)中的每个装置做成 X 射线半透镜(21)，把相应源(1)的发散辐射变换成准平行；

将产生的二次辐射运送给检测器(6)的每个装置做成 X 射线半透镜(22)，把所述辐射聚焦在检测器(6)上；

从而使所有 X 射线半透镜的光轴穿过当前测量结果所参照的点。

13、如权利要求 8 所述的设备，其中包含在 X 射线系统中的 X 射线源(1)为准点式；

将 X 射线集中在包括测量结果所归属的当前点的区域(16)中的每个装置做成 X 射线半透镜(21)，把相应源(1)的发散辐射变换成准平行；

将产生的二次辐射运送给检测器的每个装置做成 X 射线半透镜(23)，形成准平行辐射，并在辐射集中区域(16)中有焦点；

从而使所有 X 射线半透镜的光轴穿过测量结果所归属的当前点。

14、如权利要求 8 所述的设备，其中包含在 X 射线系统中的 X 射线源(1)为准点式；

将 X 射线集中在包括测量结果所归属的当前点的区域(16)中的每个装置做成 X 射线半透镜(21)，把相应源(1)的发散辐射变换成准平行；

将产生的二次辐射运送给检测器(6)的每个装置做成 X 射线透镜(3)，把所述辐射聚焦在检测器(6)上，且在辐射集中区域(16)中有第二焦点；

使所有 X 射线半透镜和透镜的光轴穿过测量结果所归属的当前点。

15、如权利要求 8 所述的设备，其中包含在 X 射线系统中的 X 射线源(1)为准点式；

将 X 射线集中在包括测量结果所归属参照的点的区域(16)中的每个装置做成 X 射线半透镜(21)，把相应源(1)的发散辐射变换成准平行；

将产生的二次辐射运送给检测器(20)的每个装置做成通道向相应检测器发散的准直器(19)；

所有 X 射线透镜、半透镜的光轴和准直器的中央通道都穿过测量结果所归属的当前点。

16、如权利要求 8 所述的设备，其中包含在 X 射线系统中的 X 射线源(1)为准点式；

将 X 射线集中在包括测量结果所归属的当前点的区域(16)中的每个装置做成 X 射线半透镜(21)，把相应源(1)的发散辐射变换成准平行；

将产生的二次辐射运送给检测器(6)的每个装置做成通道向相应检测器发散的准直器(16)；

所有 X 射线半透镜的光轴和准直器的中央通道都穿过测量结果所归属的当前点。

17、如权利要求 8 所述的设备，其中包含在 X 射线系统中的 X 射线源(1)为准点式；

将 X 射线集中在包括测量结果所归属的当前点(4)的区域中的每个装置做成 X 射线透镜(2)，聚焦 X 射线源(1)的发散辐射；

将产生的二次辐射运送给检测器(6)的每个装置做成 X 射线透镜(3)，把所述辐射聚焦在相应检测器上；

所有 X 射线透镜的光轴都穿过测量结果所归属的当前点。

18、如权利要求 8 所述的设备，其中包含在 X 射线系统中的 X 射线源(1)为准点式；

将 X 射线集中在包括测量结果所归属的当前点的区域(16)中的每个装置做成 X 射线透镜(2)，聚焦 X 射线源(1)的发散辐射；

将产生的二次辐射运送给检测器(6)的每个装置做成通道向相应检测器会聚的准直器(15)；

所有 X 射线透镜的光轴和准直器的中央通道都穿过测量结果所归属的当前点。

19、如权利要求 8 所述的设备，其中包含在 X 射线系统中的 X 射线源(1)为准点式；

将 X 射线集中在包括测量结果所归属的当前点的区域(16)中的每个装置做成 X 射线透镜(2)，聚集 X 射线源(1)的发散辐射；

将产生的二次辐射运送给检测器(20)的每个装置做成通道向相应检测器发散的准直器(19)；

所有 X 射线透镜的光轴和准直器的中央通道都穿过测量结果所归属的当前点。

用 x 射线辐射获取物体内部结构图像的方法及其实施设备

技术领域

提出的本发明涉及内部观察装置,尤其在生物学中表示用 X 射线形成的体内部结构图像。这些发明可应用于探伤与医学诊断。

背景技术

已经知道,所述目的各种方法与设备可实现投射 X 射线透视法的传统原理。这类方法与设备由于有多影投射作用,可形成物体如生物学物体组织的内部结构图像。所得图像每一点的密度由 X 射线从源到检测设施通过被研究物体的即时还原所限定。如果经所述的荧光屏或 X 射线膜,经化学处理可获得图像目视观察(见综合辞典,莫斯科,“苏联百科全书”,1976[1],p.425;S.Webb 编著的医学图像目视观察物理学,莫斯科,“Mir”,1991[2],p.41-41)。

在上述方法与设备中,以所述二维多影投射形式得到了实际三维结构图像。物体分析专家(特别在技术与医学诊断领域)必须具有一定资质与经验,有时在解释所述投射方面也不免碰到难题。其理由是:反差低,适度的信噪关系,总是规定结构元件图像,无法用密度定量比较物体独立的局部片断。在量子冲击二次康普顿散射辐射检测设施的作用下,还会降低图像清晰度与反差范围。

还知道,X 射线计算机断层方法与设备可获得三维物体薄层的二维图像(V.V.Piklov, N.G.Preobrazhenskiy. 计算机断层与物理实施。物理科学的进展, V.141, 第三版, 1983.11,P.469-498[3]; 还见[2],P.138-146)。在此类方法与设备中,从不同的点多重照射被研究物体,并用检测器直规接收通过该物体的辐射。用计算机解出方程系,以分离形式得到被研究剖面中物体组织的密度分布(诸分辨元的形式排序与量对应于从其实实现照射的位置量与检测器数量的乘积)。根据不同剖面照射面建立的二维间层图像,可获得三维物体图像。运用计算机断层术可获得优质图像,该图像展现出组织密度的分布图(不是整体吸收置于源到一个或其它目视投射元件的辐射路径上物质(如生物组织)而产生的(图像)。然而,可通过增加照射位置量而得到。在此情况下,物质吸收的辐射

剂量增大了, 这是不希望的(医学应用中通常被禁止)。散射康普顿辐射是一负面因素, 对这类已知的方法与设备也有影响。这两类方法与设备在医学应用方面的特征在于, 当它们处于辐射路径上时(被研究区的前后), 强烈的照射会作用于与研究无关的组织与器官。第二类方法与设备中的照射低于第一类方法与设备, 因为在照射被研究对象周围的不同组织与器官时, 选择不同的位置。

第二类装置中分辨率的提高要求加大不同点的照射量, 这首先被禁止增大照射剂量所限制。产生基本信息并进而重建图像的技术设施极其复杂, 它以必须应用配专用软件的快速计算机和强烈要求高精度的结构机械元件为条件。当同样的元件从不同点照射时, 这类元件要保证正确测定被研究区域分辨率的同样元件。最后要取决于实际的数据(以不同的照射循环推出, 但涉及同样的分辨率元件), 在重建图像时, 计算要用数字表示。

所述第二类方法与设备(从中获得有关各分辨元件密度的分离形式的信息)与假设的一类方法与设备极为接近。

发明内容

提出的研究工作旨在获得下述技术成果: 提高限定获得图像物质密度相对指标的精度, 并拒绝复杂昂贵的技术装置。利用在医学诊断和同对生物物质影响有关的其它研究工作中所提出的研究, 可降低被研究对象周围组织的照射剂量。

用 X 射线形成物体内部结构图像时, 为获得推荐方法的所述技术成果, 应将这种辐射集中在包含当前测量结果所参照的点的区域内。该区域产生的二次辐射(康普顿散射的相干与不相干, 荧光辐射)被传送至一个或多个检测器。通过移动所述区域, 扫描被研究物体区域。同时, 限定并固定具有当前测量结果所参照的点的 X 射线集中区域的坐标。物体物质在所述点的密度是由二次辐射强度值产生的, 可从一个或多个检测器得到, 同时用该点的坐标限定。用作物体物质密度指标的所得到的值与对应于它们的坐标值, 用来模拟被研究物体区域物质密度分布的图象。利用被研究物体的相对偏移和相对于每个其他 X 射线源、X 射线集中装置、将二次辐射传向检测器的装置和检测器本身的相互静态位移, 可移动 X 射线集中区域实现对被研究区的扫描。

已经知([2], p.138-146,[3],P.471-472), 当被研究物体与 X 射线光学系统(包

括 X 射线源及其控制装置与检测器)实现相对偏移时, 提议的方法是对被研究物体起作用的 X 射线。

在 X 射线集中在当前测量结果所参照的点的区域中工作时, 该提议的方法不同于其它方法。扫描是已知并提议方法的共同特点, 但是在最后一种方法中的实现是完全不同的, 即把 X 射线集中区的当前位置移到限定被研究物体物质密度的下一点附近。在集中区中被激发的二次辐射(散射的康普顿相干与不相干荧光辐射)从该区运送到检测器(诸检测器)也是明显的特点。

在此情况下, 所述二次辐射作用于检测器(诸检测器), 但不是通过被研究对象的源辐射。还应明白, 除了相等以外(见 J.Jackson。经典电动力学.M.,“Mir”,1965,pP.537-538[4]), 二次辐射的强度正比于激发该辐射的物质的密度, 与物质特征无关。因此, 在已知方法中是防止因素的二次散射辐射变成了信息因素。在当前测量结果所参照的该点将二次辐射密度的当前值用作物质密度系数, 也是提议方法的差异。

该提议方法与已知方法的差别, 以下述本方法可能的特定实施情况为特征。这些情况可对 X 射线集中与二次散射辐射运送应用不同的方法组合。

在该特定场合中, 用一个或多个准直器把 X 射线在该区域中以当前测量结果所参照的点集中。此时, 应用合理数量间隔开的 X 射线源。还要用一个或多个检测器。在此情况下, 所有准直器都定向成使其中央通道的轴线穿过当前测量结果所参照的该点。

在另一种特定场合中, 用一个或多个 X 射线半透镜将 X 射线集中在具有当前测量结果所参照的点的区域中的, 半透镜把适当数量间隔开的 X 射线源的发散辐射变换成准平行, 此时一块或多块 X 射线半透镜将该辐射聚焦在检测器上, 可把格式化二次辐射运送到一个或多个检测器。也可利用形成准平行辐射的一块或多块 X 射线半透镜把二次辐射运送到一个或多个检测器, 此时所有的 X 射线透镜与半透镜应定向成使其光轴穿过当前测量结果所参照的该点。

在另一种特定场合中, 用一块或多块把适当数量间隔开的源的发散辐射变换成准平行的 X 射线半透镜, 将 X 射线集中在具有当前测量结果所参照的点的区域内。格式化二次辐射由一块或多块准直器运送到一个或多个检测器。此时, 应将 X 射线半透镜与准直器定向成使其所有 X 射线半透镜与所有准直器中央沟道的所存光轴穿过当前测量结果所参照的该点。

将 X 射线集中在具有当前测量结果所参照的点的区域内,也可利用一个或多个间隔开的 X 射线源与适当数量的 X 射线透镜实现,这些透镜把各源的发散 X 射线聚焦在当前测量结果所参照的点上。利用将该辐射聚焦在检测器上并在所述点具有第二焦点的 X 射线透镜,可半格式化的二次辐射运送到一个或多个检测器。

在该特定场合中,利用一个或多个间隔开的 X 射线源和适当数量的将各源的发散 X 射线辐射聚焦在该固定点的 X 射线透镜,使 X 射线集中在具有当前测量结果所参照的点的区域中的,而格式化二次辐射还送到一个或多个检测器可利用准直器实现,这些准直器定向成在同一点上穿过其中央沟道的光轴。

用 X 射线形成物体内部结构图像的推荐设备包括:被研究物体的定位装置, X 射线光学系统、被研究物体定位装置与 X 射线光学系统的相对移动装置、数据处理与成像装置、确定点坐标的检测器。该点位于被研究物体的物质之中,测量结果与之参照。诸结果均与被研究物体定位装置与 X 射线光学系统相关,而且与数据处理与成像装置的输出有关。因此, X 射线光学系统包括:一个或多个 X 射线源、将所述一个或多个 X 射线源的辐射集中在具有当前测量结果所参照的点的区域内的装置、一个或多个格式化二次辐射运送装置,以及位于装置输出端的诸辐射检测器。检测器输出端接至数据处理与成像装置。

众所周知和推荐的设备有被研究物体定位装置、X 射线光学系统、使它们相对移动的装置、坐标检测器及数据处理与成像装置。

与已知设备不同的是,推荐设备的 X 射线光学系统包括将所述一个或多个 X 射线源的辐射集中在具有当前测量结果所参照的点的区域内的装置。此外,为使该辐射(不是源通过被研究对象的辐射)准确地落在检测器输入端上,该系统还包括一个或多个将格式化二次辐射运送给该辐射检测器装置。与已知设备相比,坐标检测器在该推荐设备中执行另一种功能:它们确定当前测量结果所参照的点的坐标。数据处理与成像装置的功能也有所不同:该装置用输入数据操纵,直接载送有关参照这些数据的点的坐标与物质密度的信息。推荐设备的结构与其作用原理为全部消除精度与分辨率依赖于数据处理装置创造了先决条件,因为设备的这些质量指标实际上完全由 X 射线集中装置使用的参数来限定。

该推荐设备在不同特定实施情况下所持有的特点表征如下。

在这些特定场合之一中，推荐设备的 X 射线系统包括若干 X 射线源。因此，将诸源的辐射集中在具有当前测量结果所参照的点的区域中的每一个装置，以反将格式化二次辐射运送给诸检测器的每一个装置，都做成通道定向至 X 射线源辐射集中区的准直器，所有准直器中央通道的光轴都穿过当前测量结果所参照的该点。

在此特定场合中，X 射线光学系统的 X 射线源可以是准点式，因而准直器具有聚焦在这些源上的通道，并向被研究物体的定位装置发散(展宽)。带孔径的屏位于各 X 射线源输出与对应准直器输入之间。

在同样特定场合中，X 射线系统的诸 X 射线源可以扩展式，因而准直器的通道向被研究物体的定位装置会聚(变窄)。

在实施推荐设备的另一特定场合中，X 射线系统的 X 射线源均为准点。使 X 射线集中在具有当前测量结果所参照的点的区域中的每个装置被做成 X 射线半透镜，把相应源的发散辐射变换成准平行。将格式化康普顿二次辐射运送给检测器的每个装置做成 X 射线半透镜，使该辐射聚焦在检测器上。这样，所有 X 射线半透镜的光轴都穿过当前测量结果所参照的该点。

像前一种情况一样，在以下实施推荐设备的特定场合中，X 射线系统的 X 射线源都为准点式。使 X 射线集中在当前测量结果所参照的点的区域中的每个装置被做成 X 射线半透镜，把相应源的发散辐射变换成准平行。然而，与前一种情况不同的是，把格式化二次辐射运送给检测器的每个装置做成 X 射线半透镜，透镜焦点位于当前测量结果所参照的点，而且透镜将所述辐射变换成准平行且导向检测器，因而所有 X 射线半透镜的光轴穿过当前测量结果所参照的该点。

在另一种特定场合中，X 射线光学系统的 X 射线源也是准点式，使 X 射线集中在具有当前测量结果所参照的点的区域中的每个装置被做成 X 射线半透镜，把相应源的发散辐射变换成准平行。然而，与前一种情况相反，将格式化二次辐射运送到检测器的每个装置做成 X 射线透镜，把该辐射聚焦在检测器上，在 X 射线集中区中有第二焦点。所有 X 射线半透镜与透镜的光轴都穿过当前测量结果所参照的点。

在以下特定场合中，像前两种情况一样，X 射线光学系统的 X 射线源是准点，使 X 射线集中在具有当前测量结果所参照的点的区域中的每个装置被做成

X 射线半透镜，把相应源的发散辐射变换成准平行。这样，将格式化二次辐射运送到检测器的每个装置做成通道向相应检测器发散(展宽)的准直器，所有 X 射线半透镜的光轴与准直器中央通道都穿过当前测量结果所参照的点。

推荐设备的 X 射线光学系统可按以下方法制作。该系统的 X 射线源都是准点，使 X 射线集中在具有当前测量结果所参照的点的区域中的每个装置被做成 X 射线半透镜，把相应源的发散辐射变换成准平行，把格式二次辐射运送给检测器的每个装置做成通道向相应检测器会聚(变窄)的准直器，所有 X 射线半透镜的光轴与准直器中央通道都穿过当前测量结果所参照的点。

在实施推荐设备的下一种特定场合中，特征如下：X 射线光学系统的 X 射线源为准点；X 射线集中在具有当前测量结果所参照的点的区域中的每个装置做成 X 射线半透镜，聚集 X 射线源的发散辐射；把格式二次辐射运送给检测器的每个装置做成通道向相应检测器会聚(变窄)的准直器，所有 X 射线半透镜的光轴与准直器中央通道都穿过当前测量结果所参照的点。

实施该设备的另一特定场合的特征如下：X 射线光学系统的 X 射线源为准点；X 射线集中在具有当前测量结果所参照的点的区域中的每个装置做成 X 射线透镜，聚集 X 源发散的辐射；将格式化康普顿二次辐射运送到检测器的每个装置做成通道向相应检测器展宽(发散)的准直器，因而所有 X 射线透镜的光轴与准直器中央通道都穿过当前测量结果所参照的点。

附图简述

本发明由诸附图示出，包括：

图 1 表示推荐设备的基本原理：实施推荐设备的主要元件相互位置与连接的示意图像。

图 2 与 3 表示实施本方法与设备的特定情况，利用准直器集中 X 射线并将二次辐射运送给检测器。

图 4 与 5 表示应用 X 射线半透镜的同样情况；

图 6 表示同样的情况，利用 X 射线半透镜集中 X 射线，以及运用“全”X 射线透镜将二次辐射运送给检测器。

图 7 与 8 表示同样情况，利用 X 射线半透镜集中 X 射线，以及用准直器将二次辐射运送给检测器。

图 9 表示同样情况，利用 X 射线透镜集中 X 射线，并将二次辐射运送给检测器。

图 10 与 11 表示同样情况，利用 X 射线透镜集中 X 射线，以及用准直器将二次辐射还送给检测器。

详细描述

推荐方法由推荐设备实施如下：

准点源 1 的发散 X 射线(图 1)用 X 射线透镜 2 聚焦在物体(如生物体)被研究区 7 的预定点 4 中。该物体可按要求用定位装置 10 定位。聚集于点 4 的辐射激发物体物质 5 的二次发散辐射(相干与不相干康普顿辐射、荧光辐射)。二次辐射在二次辐射激发过程的随机特征造成的扰动以内的强度，正比于出现辐射的物质的密度。第二 X 射线透镜 3 的焦点位于同一点，该透镜捕获散射的二次辐射并将它聚焦在检测器 6 上，检测器 6 把它变换成电信号后导入装置 12 的输入端作数据处理与成像 12。通过使物体定位装置 10 与成组设备元件(配备 X 射线源 1、X 射线透镜 2、3 和辐射检测器 6 的 X 射线光学系统 8)的相互移动，可以选择透镜 1 与 3 总焦点 4 的位置。

应当说明，控制 X 射线的透镜(聚集发散辐射形成的准平行射来的发散辐射聚集、准平行射来聚集带)组合了运送辐射的变曲通道，这些通道里的辐射面临多次全内反射(如参见：Arkadiev V.A., Kolomiitsev A.I., Kumaknov M.A. 等人的“具有宽角孔径的宽带 X 射线光学元件”，Progress of Physics, 1989, Vol.157, issue 3, P.529-537[6]，里面描述了这类第一透镜；美国专利 No.5744813(1998 年 4 月 28 日出版)[7]，其中描述了现代透镜)。作为一个整体，若透镜用于发散辐射聚集，它为筒形(即朝两面减窄)，若用于作发散辐射一准平行变换或用于所述的辐射聚集，则为半筒形(即只有一面较窄)。“全透镜”与“半透镜”被广泛用于确定两种所述类型的透镜。

图 1 表示设备操作与应用的两种可能的变型。在一种变型中，被研究物体定位装置 10 与置于其内的被研究物体与处于静止状态。X 射线系统移动(图 1 中箭头 9 表示 X 射线系统位移的可能性)，保持元件 1、2、3 与 6 的相互排列(从而透镜 1 与 3 的焦点重合)。在另一变型中，与之相反，X 射线系统 8 处于静止，定位装置 10 与被研究物体 5 一起移动。应用哪一种变型，取决于物体 5 的尺

寸与质量同上述成组元件(包括 X 射线系统 8)的尺寸与质量的比较。

该装置还包括与 X 射线光学系统 8 相对运动的坐标检测器 11 和接至检测器 11 的定位装置 10。对于同定位装置 10 相连接的选择的原点读数,必须把检测器 11 调节成形成与透镜 2 和 3 的公共集点 4 的当前坐标成比例关系的信号。检测器 11 与 6 的输出信号供给数据处理与成像装置 12 的输入端。此时焦点 4 就是当前测量结果所参照的点;考虑到 X 射线透镜 2 有限的聚集区尺寸,把源 1 的辐射实际上集中在该点的周围。数据处理与成像装置 12 提供密度分布的图像重建,在屏上执行二维或三维图像的一种或其它形成算法(如见 E. Lapshin. Graphics for IBM PC.M. "Solon"1995[5])。在最简情况下,如在物体 5 某一平面上作扫描时(移动以当前测量结果所参照的点 4 集中 X 射线的区域),可同时在屏上以长余辉作装置 12 的图像扫描。还可以存贮后续定期图像扫描得出的一定数量的测量结果。

本发明的工作原理基于这样一个事实,即散射的二次康普顿辐射的密度(该辐射的量子形成概率)正比于物质密度,所有其它因素均一样(尤其在给定的主 X 射线强度时作用于该物质)。

正如描述该推荐方法与设备时所述的,这些发明的主要特点是把散射的二次康普顿辐射的量子用作提供消息者,这不同于量子具有有害作用的已知的方法与设备。

正如所述的,把本发明应用于医学方面时,当生物组织的照射剂量减少时,可能出现相当高的精度是主要的优点。

为了评估可能的得益,可作如下假设:光子能量 $E=50\text{keV}$; X 射线集中区深度为 50mm , 尺寸为 $1\text{mm}\times 1\text{mm}\times 1\text{mm}$ (比如,这些值是早期胸部肿瘤 X 射线测定法研究中作为观察条件与精密研究的特征);检测器可检测 5%发源于 5cm 深的二次辐射(这一假设表示,在二次辐射落到将辐射送到检测器的装置的输入端之前,该辐射已在病人体内行进了 5cm 距离,因而将二次辐射提供给检测器的透镜或准直器的捕获角为 $0.05\times 4\pi$ 立体弧度)。在能量 $E=50\text{keV}$ 时,考虑到在病人体内的线性光子吸收系数接近于在水中的系数,为 $2\times 10^{-1}\text{l/cm}$ 量级,故得到:主辐射来透入 5cm 深度的强度减小 $\exp(2\times 10^{-1}\times 5)=e\approx 2.71$ 倍。从病人体内发出的二次辐射的强度(其光子能量接近 50keV)也降低 $e\approx 2.71$ 倍。因此,病人体内的辐射吸收所造成的总强度耗为 $e\times e\approx 7.3$ 倍。仅考虑一

下二次辐射中低估该评估增益的康普顿分量。在厚度 σ_k 处形成康普顿二次辐射量子的概率为 $\phi=\sigma_k \times N_e \times \Delta_x$ ，其中二次康普顿散射部分为 $\sigma_k=6.55 \times 10^{-25} \text{cm}^2$ ；水中的电子密度是 $N_e=3 \times 10^{23} \text{l/cm}^3$ 。因此，在 $\Delta_x=1\text{mm}=10^{-1}\text{cm}$ 时， ϕ 的概率= $6.55 \times 10^{-25} \times 3 \times 10^{23} \times 10^{-1} \approx 2 \times 10^{-2}$ 。换言之，在长度 $\Delta_x=1\text{mm}$ 上形成一个二次光子，一次辐射的平均光子必须为 $1:(2 \times 10^{-2})=50$ 个。

要求密度评估(即二次光子测龄量)误差为1%量级。考虑到可能的过程特征，相对误差的均方值为 $\sigma=1/(N)^{1/2}$ ， N 是记录的光子量。 $N=10000$ 相当于值 $\sigma=0.01$ 。

现在可对 N_x 建立一简单的公式—渗透5cm深度形成二次康普顿辐射必需的一次光子量。它在转动中渗透5cm深，此时 $N=10000$ 光子落在检测器上：

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

这里系数 5×10^{-2} 表示只有 $5\%=5 \times 10^{-2}$ 个光子落在检测器上，并记录了形成二次光子的总量。该公式得出 $N_x=7.3 \times 10^7$ 。

如果光通量等于 $2.8 \times 10^{10} \text{l/cm}^2$ ，则以能量 $E=50\text{keV}$ 的光子形成辐射区等于1伦琴(光能、其数量与剂量间关系的列表数据见[2])。若病人身体的输入端的一次X射线来的截面积为 1cm^2 ，则通量 $7.3 \times 10^7 \text{l/cm}^2$ 在病人身体内形成等于 2.6×10^{-3} 伦琴的辐射区。

如在传统X射线断层术中，在观察骨质疏松症晨，照射剂量一般为 $100 \div 300$ 毫伦琴，即大100倍(V.I.Mazurov, E.G.Zotkin, 骨质疏松症诊断与治疗的主要问题。Saint-petersburg, IKF “Foliant”，1998, P.47[8])。

若由几个源照射，射来以不同方式落在集中区上面不贮藏在病人体内，剂量可减小几倍。

因此，可利用实施推荐方法与设备的变型，其中应用了几个间隔开的X射线源和检测器，并配有相应数量的辐射集中装置和将二次康普顿辐射运送给检测器的装置(透镜、半透镜与准直器)。一方面，这样能获得更有效的辐射集中(若只使用集中装置，只能使用图1的X射线透镜才能集中)，并能对检测器输出增强信/噪关系。另一方面，可扩展X射线对被研究物体的影响，避免过量照射不研究的物体部分。运用若干简单求均的检测器(或更复杂地处理数据处理与成像装置12的不同检测器的输出信号(如“加权”求均)，或者处理时考虑到在相互接近的各点中存在差密度相关性)，其它都一样，就能不损害精度

而使用更小功率的 X 射线源。此外, 由于足求均, 还减小了减低精度的其它因素的影响(比如, 辐射在送往不同密度测定点的途中被源的各种吸收, 二次辐射从这些点送往将二次康普顿辐射送给检测器的装置的输入端的途中)。

下面观察这些变型(图 1—图 11)。

图 1 与 2 的变型在技术实现上最简单。

在图 2 方法中, 采用了准点式 X 射线源 1 和准直器 13, 准直器 13 的通道向辐射分布发散(展宽), 使该辐射集中于区域 16。在源 1 与准直器 13 之间有一带孔径的屏 14, 使辐射在准直器输入端上传输, 并防止辐射直接落在物体上(绕过准直器)。通道向辐射传播(即向检测器 6)会聚(变窄)的准直器 15, 把二次辐射运送给检测器 6, 这些通道在检测器敏感表面上聚焦。作为检测器 6, 例如可应用入口孔径小的半导体检测器。

图 3 中, 准直器的取向与图 2 中的取向相反。合理地使用延伸型 X 射线源 17, 能充分发挥准直器 18 进入孔径的作用, 把辐射集中于区域 16。出于同样的理由, 可以使用宽孔径的检测器 20(如闪烁型)。

图 4 中, 把准点式源 1 的辐射集中装置和二次辐射运送装置相应地做成 X 射线半透镜 21、22, 从而将散射的二次辐射聚焦在检测器 6 上。

图 5 中, 把准点式源 1 的辐射集中装置和二次辐射运送装置相应地做成 X 射线半透镜 21、23, 从而半透镜 23 将散射的二次辐射变成准平行, 并将它引导到带宽进入孔径的检测器 20。

图 6 示出了组合式变型: 把准点式源 1 的辐射集中装置做成 X 射线半透镜 21, 将平行射来导向区 16。同时把二次康普顿辐射运送给检测器 6 的装置做成“全”X 射线透镜 3。

图 7 和 8 示出另一种组合, 与前一种组合的不同之处在于, 将二次康普顿辐射送往检测器的装置做成准直器。

图 7 中, 准直器 19 的通道向检测器 6 展宽, 最后一条通道具有宽进入孔径。

图 8 中, 与之相反, 准直器 15 的通道向检测器 6 变窄, 最后一条通道具有窄进入孔径。

图 9 中, 示出在精度与分辨率方面最有效的变型。在该变型中, 准点式源 1 的辐射集中装置与对检测器 6 运送二次辐射的装置相应地做成“全”透镜 2

与 3(与图 1 型式相比)。

图 10 与 11 示出另两种组合变型,在把“全”X 射线透镜 2 用作准点式源 1 的辐射集中装置方面,二者相同。

图 10 示出的向检测器变窄的准直器 15,用作将二次辐射运送给窄孔径检测器 6 的装置。

图 11 示出的向检测器展宽的准直器 19,用作将二次康普顿辐射送给宽孔径检测器的 20 的装置。

应用哪一种实施本发明与设备模型的方案,依赖于:使用这类有效的辐射集中与运送装置(即 X 射线透镜与半透镜)的机会及要求的分辨率。后一个因素对透镜与半透镜参数的选用也有影响(如聚焦点的大小,焦区趋向透镜光轴的程度等)。因此,必须考虑到在应用“全”透镜实现高分辨度的(几毫米或更高),要用更长时间扫描被研究对象区。还要考虑其它一些情况,如能否得到所需容量与尺寸的 X 射线源等。

描述的有用性和实施推荐设备模型的许多其它变型,提供了各种机会来构制内观装置,以满足提出的具体要求。

信息来源

- 1、综合技术辞典, M. “苏联百科全书”, 1976。
- 2、医学图像目视观察物理学; S.Webb.M.编, ”Mir”, 1991。
- 3、V.V.Piklov, N.G.Preobrazhenskiy; 计算机断层术与物理实验, 物理学进展, V.141, 第 3 期, 1983.11。
- 4、J.Jackson; 经典电动力学.M., “Mir”, 1965。
- 5、E.Lapshin. IBM PC.M.图表, “Solon”, 1995。
- 6、V.A.Arkadiev, A.I.Lolomiytser, M.A.Lumakhov 等; 大角孔径的宽带 X 射线光学; 物理学进展, 1989, V.157, 第 3 期。
- 7、美国专利 No.5744813(1998.4.28 公布)。
- 8、V.I.Mazurov, E.G.Eotkin; 骨质疏松症诊诊断与治疗的主要问题. Saint-Petersburg, IKF”Foloant”, 1998。

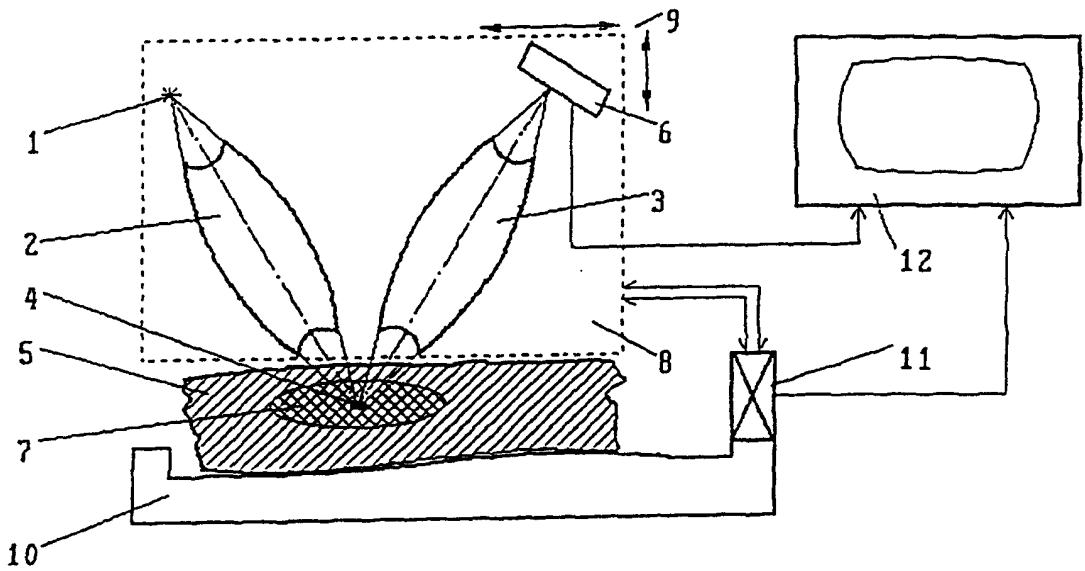


图 1

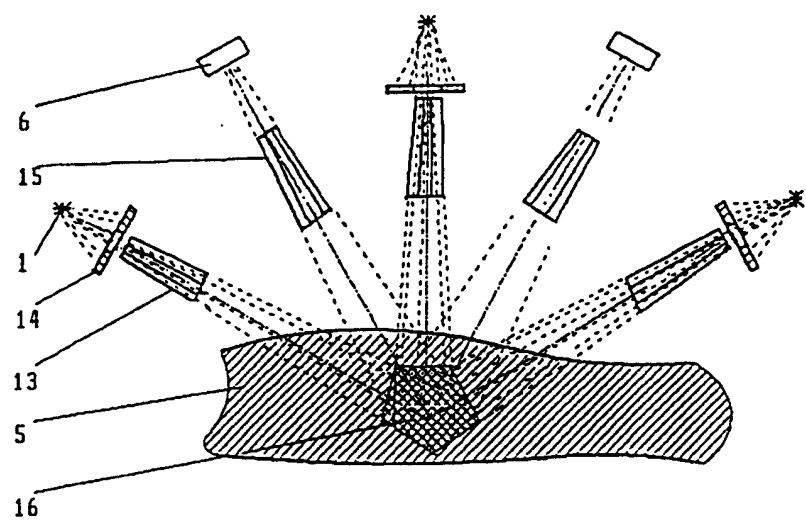


图 2

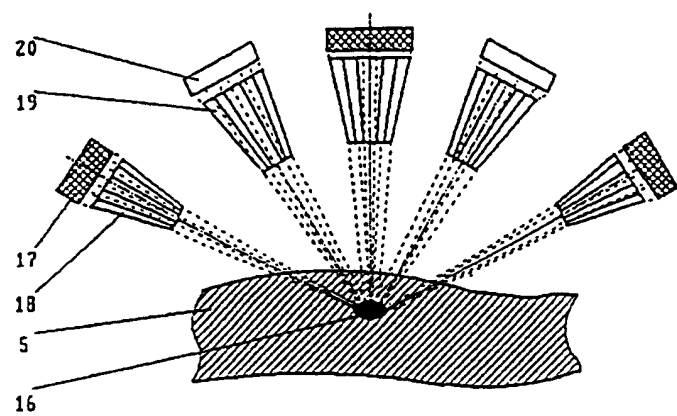


图 3

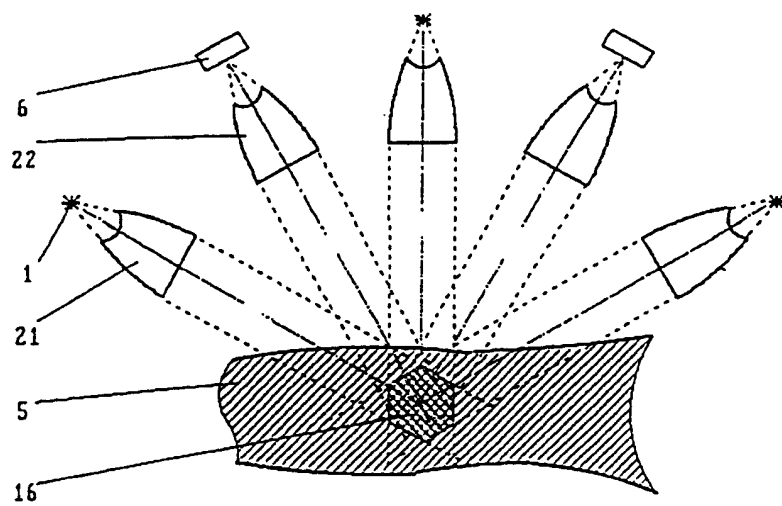


图 4

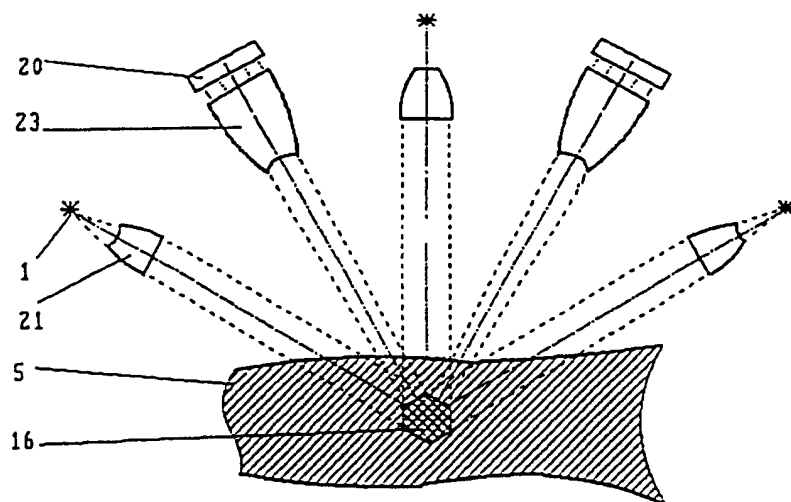


图 5

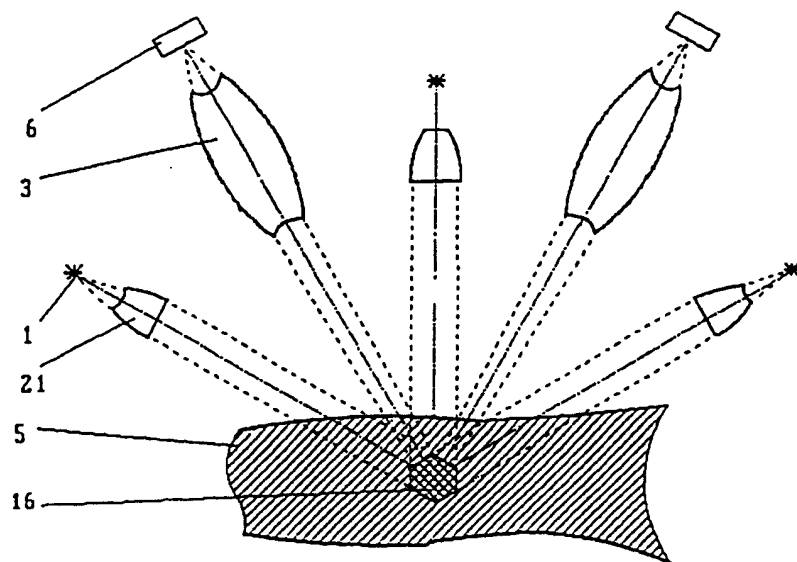


图 6

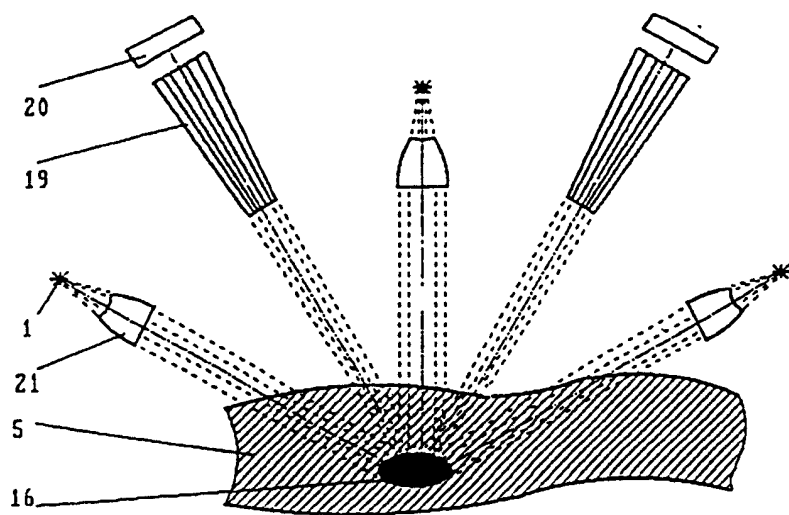


图 7

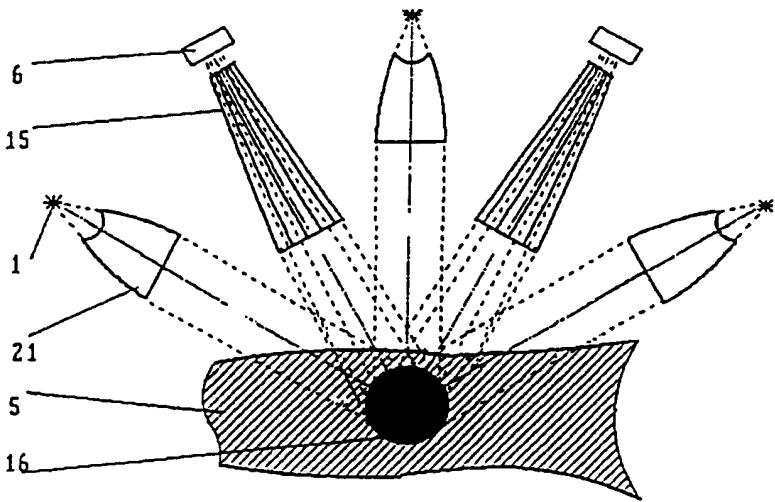


图 8

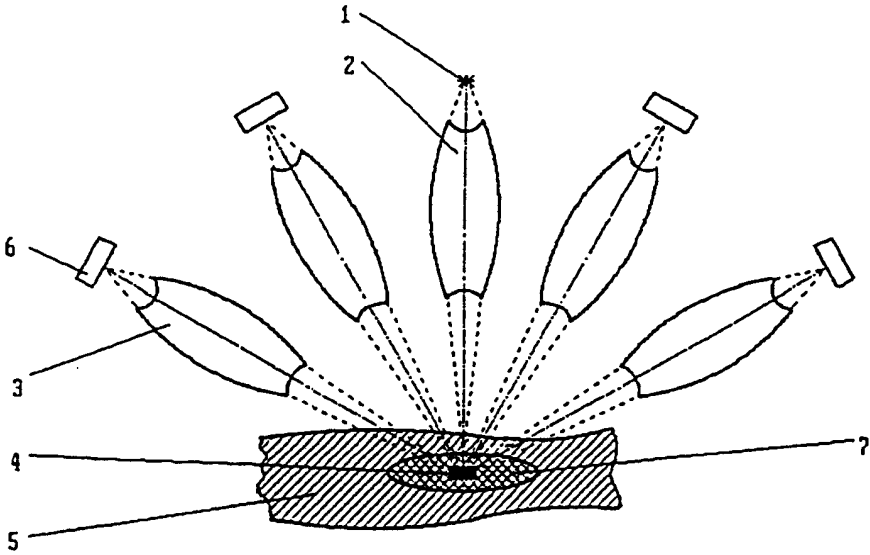


图 9

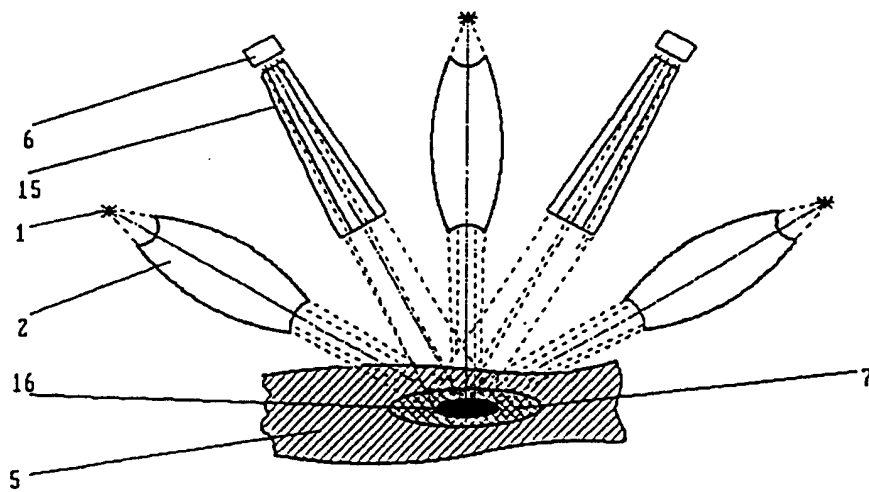


图 10

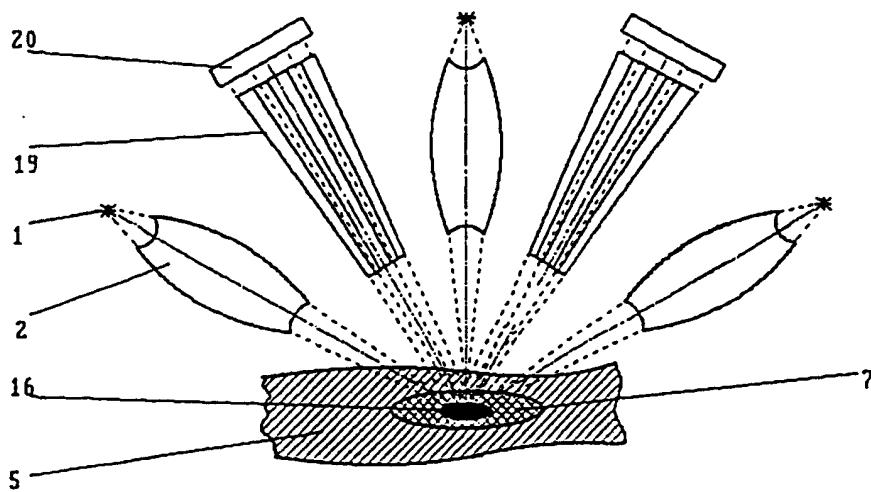


图 11