



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101422372 B

(45) 授权公告日 2013.06.12

(21) 申请号 200810176704.9

(22) 申请日 2001.02.16

(30) 优先权数据

60/183590 2000.02.18 US

(62) 分案原申请数据

01808279.3 2001.02.16

(73) 专利权人 威廉博蒙特医院

地址 美国密执安州

(72) 发明人 D·A·贾弗雷 J·W·王

J·H·西维尔德森

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

72001

代理人 曹若

(51) Int. Cl.

A61B 6/03(2006.01)

A61B 6/00(2006.01)

A61N 5/10(2006.01)

(56) 对比文件

WO 9903397 A1, 1999.01.28,

CN 1126622 A, 1996.07.17,

JAFFRAY D A. A radiographic and tomographic imaging system integrated into a medical linear accelerator for localization of bone and soft-tissue targets. 《INTERNATIONAL JOURNAL OF RADIATION ONCOLOGY BIOLOGY PHYSICS ELSEVIER USA》. 1999, 第45卷(第3期),

审查员 邢伟

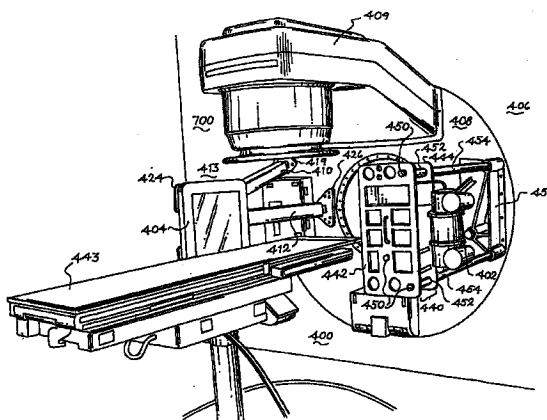
权利要求书3页 说明书23页 附图29页

(54) 发明名称

带有平板成像器的锥面束计算机 X 线断层扫描系统

(57) 摘要

本发明涉及带有平板成像器的锥面束计算机 X 线断层扫描系统,特别是一种放射治疗系统,该系统包括:辐射源,所述辐射源沿一条路径移动并将辐射束引向一个目标体;以及一个锥面束计算机 X 线断层扫描系统。所述锥面束计算机 X 线断层扫描系统包括:X 射线源,所述 X 射线源以锥面束的形式朝向所述需要成像的目标体发射 X 射线束;以及在 X 射线穿过目标体后接收 X 射线的非晶硅平板成像器,所述成像器提供所述目标体的图像。一个计算机与所述辐射源和所述锥面束计算机 X 线断层扫描系统相连,其特征在于,所述计算机接收所述目标体的图像,并基于所述图像向所述辐射源传输信号以控制所述辐射源的所述路径。



1. 一种放射治疗系统,该系统包括:  
辐射源,所述辐射源绕一个目标体移动并将辐射射线束引向所述目标体;  
一个锥面束计算机 X 线断层扫描系统,它包括:  
X 射线源,所述 X 射线源绕所述目标体移动并且以锥面束的形式从绕所述目标体的多个位置处朝向所述目标体发射 X 射线束;  
平板成像器,定位成在 X 射线束穿过目标体后接收 X 射线,所述成像器基于多个二维投影图像提供含有所述目标体的三维资料的图像;  
一个计算机,与所述锥面束计算机 X 线断层扫描系统相连,其中所述计算机接收所述目标体的三维资料,并基于所接收的所述三维资料、通过控制在 X 射线源与所述目标体之间的相对位置来控制所述辐射射线束穿过所述目标体的路径,其中由所述平板成像器对所述 X 射线的接收是刚好在控制所述辐射射线束穿过所述目标体的路径以前进行。
2. 如权利要求 1 所述的放射治疗系统,其特征在于,还包括支撑台,其中在辐射源引向所述辐射射线束穿过所述目标体的同时,所述目标体放置在支撑台上。
3. 如权利要求 2 所述的放射治疗系统,其特征在于,所述支撑台基于所述三维资料移动,控制所述辐射射线束的路径。
4. 如权利要求 1 所述的放射治疗系统,其特征在于,所述 X 射线源包括 kV X 射线源。
5. 如权利要求 1 所述的放射治疗系统,其特征在于,所述平板成像器为非晶硅平板成像器。
6. 如权利要求 1 所述的放射治疗系统,其特征在于,所述目标体的三维资料是基于 X 射线束绕所述目标体的一次旋转获得。
7. 一种放射治疗系统,该系统包括:  
支撑台,将要治疗的目标体定位在支撑台上;  
辐射源,所述辐射源相对于支撑台移动地安装并将辐射射线束引向所述目标体;  
一个锥面束计算机 X 线断层扫描系统,它包括:  
X 射线源,所述 X 射线源以锥面束的形式朝向所述目标体发射 X 射线且相对于支撑台转动地安装;  
平板成像器,相对于支撑台转动地安装且定位成接收从 X 射线源发出的 X 射线束,以及基于各穿过所述目标体的接收 X 射线束来获取所述目标体的二维投影图像;  
一个计算机,基于由平板成像器获取的多个二维投影图像,产生所述目标体的三维资料;  
控制器,响应于送到控制器的三维资料、通过控制在 X 射线源与所述目标体之间的相对位置来控制所述射线束穿过所述目标体的路径,其中所述平板成像器相对于所述射线束正确地定位,且由所述平板成像器对所述 X 射线束的接收刚好在控制所述辐射射线束穿过所述目标体的路径以前进行。
8. 如权利要求 7 所述的放射治疗系统,其特征在于,所述 X 射线源包括 kV X 射线源。
9. 如权利要求 7 所述的放射治疗系统,其特征在于,所述平板成像器为非晶硅平板成像器。
10. 如权利要求 7 所述的放射治疗系统,其特征在于,所述目标体的三维资料是基于 X 射线源绕所述目标体的一次旋转获得。

11. 如权利要求 7 所述的放射治疗系统,其特征在于,所述控制器通过控制支撑台的移动来控制所述射线束的路径。

12. 如权利要求 7 所述的放射治疗系统,其特征在于,所述控制器为第二计算机。

13. 如权利要求 7 所述的放射治疗系统,其特征在于,所述控制器自动地控制所述射线束的路径。

14. 一种放射治疗系统,该系统包括:

辐射源,所述辐射源绕一个目标体移动并将辐射射线束引向所述目标体;

一个锥面束计算机 X 线断层扫描系统,它包括:

X 射线源,所述 X 射线源绕所述目标体移动并且以锥面束的形式从绕所述目标体的多个位置处朝向所述目标体发射 X 射线束;

平板成像器,定位成在 X 射线束穿过目标体后接收 X 射线,所述成像器基于多个二维投影图像提供含有所述目标体的三维资料的图像;

其中放射治疗系统具有通过控制在 X 射线源与所述目标体之间的相对位置的三维资料来控制所述辐射射线束穿过所述目标体的路径的结构,其中由所述平板成像器对所述 X 射线的接收刚好在控制所述辐射射线束穿过所述目标体的路径以前进行。

15. 如权利要求 14 所述的放射治疗系统,其特征在于,所述结构还包括支撑台,其中在辐射源引向所述辐射射线束穿过所述目标体的同时,所述目标体放置在支撑台上。

16. 如权利要求 15 所述的放射治疗系统,其特征在于,所述支撑台基于所述三维资料移动,控制所述辐射射线束的路径。

17. 如权利要求 14 所述的放射治疗系统,其特征在于,所述 X 射线源包括 kV X 射线源。

18. 如权利要求 14 所述的放射治疗系统,其特征在于,所述平板成像器为非晶硅平板成像器。

19. 如权利要求 14 所述的放射治疗系统,其特征在于,所述目标体的三维资料是基于 X 射线束绕所述目标体的一次旋转获得。

20. 一种放射治疗系统,该系统包括:

支撑台,将要治疗的目标体定位在支撑台上;

辐射源,所述辐射源相对于支撑台移动地安装并将辐射射线束引向所述目标体;

一个锥面束计算机 X 线断层扫描系统,它包括:

X 射线源,所述 X 射线源以锥面束的形式朝向所述目标体发射 X 射线束且相对于支撑台转动地安装;

平板成像器,相对于支撑台转动地安装且定位成接收从 X 射线源发出的 X 射线束以及基于每个穿过目标体的接收 X 射线束,获取所述目标体的二维投影图像;

一个计算机,基于平板成像器获取的多个二维投影图像,产生所述目标体的三维资料;

其中支撑台响应于所述三维资料、通过控制在 X 射线源与所述目标体之间的相对位置来控制所述射线束穿过所述目标体的路径,其中所述平板成像器相对于所述射线束正确地定位,且由所述平板成像器对从 X 射线源发出的所述 X 射线束的接收刚好在控制所述辐射射线束穿过所述目标体的路径以前进行。

21. 如权利要求 20 所述的放射治疗系统,其特征在于,所述 X 射线源包括 kV X 射线源。

22. 如权利要求 20 所述的放射治疗系统,其特征在于,所述平板成像器为非晶硅平板成像器。

23. 如权利要求 20 所述的放射治疗系统,其特征在于,所述目标体的三维资料是基于 X 射线源绕所述目标体的一次旋转获得。

24. 如权利要求 20 所述的放射治疗系统,其特征在于,还包括通过控制支撑台的移动来控制所述射线束的路径的控制器。

25. 如权利要求 20 所述的放射治疗系统,其特征在于,所述射线束的路径通过支撑台被自动地控制。

## 带有平板成像器的锥面束计算机 X 线断层扫描系统

[0001] 本发明是以享有申请日 2001 年 2 月 16 日且 01808279.3 的名称为“带有平板成像器的锥面束计算机 X 线断层扫描”的分案申请。

[0002] 申请人根据 35 U. S. C. § 119(e) 要求于 2000 年 2 月 18 日提出的、序列号为 60/183, 590 的美国临时专利申请的优先权, 这里将该申请的全部内容通过引用包括进来。

### 技术领域

[0003] 本发明涉及一种锥面束计算机 X 线断层扫描系统, 本发明特别涉及一种用于放射治疗的采用一种非晶硅平板成像器的锥面束计算机 X 线断层扫描系统, 在患者处于诊治台上的诊治位置时, 利用该系统能够获得患者的影像。

### 背景技术

[0004] 放射治疗涉及将破坏癌细胞放射治疗的规定的放射剂量施予到一定几何形状的靶或者靶区上。通常, 这种治疗以一个或者多个治疗期 (称为分段) 施予患者。一个治疗进程通常包括二十至四十个分段, 每周施予五个分段。尽管已经证实, 放射治疗可成功地用于各种类型和阶段的癌瘤的控制, 但是可能需要通过增加放射剂量增强对肿瘤的控制。遗憾的是, 增大的放射剂量的施予会受到相邻的正常结构的存在以及射束发送的精度等因素的限制。在一些情况下, 患病的靶紧挨着对放射敏感的正常结构。例如, 在前列腺癌的治疗中, 前列腺和直肠紧挨着。在这种情况下, 前列腺是靶区, 而能够施予的最大放射剂量会受到直肠壁的限制。

[0005] 为了减少对放射敏感的正常结构所遭受的放射剂量, 靶区相对于放射治疗源的位置在每一个治疗期中都必须被精确地了解以准确地施予一定的破坏癌细胞的剂量同时使在正常组织中出现并发症的可能性达到最小。通常, 在初始计算机 X 线断层扫描或者磁共振影像中根据病灶和周围结构的位置和方位制定一个放射治疗计划。但是, 病灶的位置或者方位可能从制定放射治疗计划的治疗过程开始的治疗过程中改变。例如, 与在放射治疗计划中设想的病灶的位置或者方位相比, 在每一个治疗期中, 患者姿态的系统的和 / 或随机的变化 (称为段间姿态误差) 以及病变位置相对于周围组织的位置的系统和 / 或随机的变化 (称为段间组织运动误差) 都可改变治疗时的病变的位置或者方位。另外, 由于正常的生物活动, 诸如呼吸、蠕动等, 而使病变的位置或者方位在单个治疗期中发生改变 (导致段内误差)。在对患者的前列腺进行放射治疗的情况下, 由于患者位置的不确定性以及前列腺在患者体内日常的移动, 因此必须对增加一定余量来照射以保证前列腺始终能够接收到规定的放射剂量。如果这些误差能够从目前的水平 (大约 10 毫米) 减小到 2-3 毫米, 那么可以明显地增大放射剂量。

[0006] 提供大的余量必然增大被照射的正常组织的体积, 因此在不导致正常结构中病变的情况下限制可被施予到病灶的最大放射剂量。这主要是由于, 人们相信, 增大被传输到病灶的放射剂量可进行更有效的治疗。但是, 通常会出现这样的情况, 即, 可被安全地施予到靶区上的最大放射剂量会受到被应用的余量照射的周围正常结构的相关剂量的限制。因

此,如果人们对在治疗时对病灶的位置和方位的了解增加,那么可减少余量,并且可在不增大在正常组织中产生病变的危险性的情况下增加照射到靶区上的放射剂量。

[0007] 人们已经开发了许多技术来降低与由于段间误差和段内误差而导致的在病灶位置中的系统的和 / 或随机的变化相关的不确定性。这些技术包括患者固定技术 (例如,面罩、身体铸型、牙垫等)、离线复查方法 (例如,每周进行一次端口拍照 (weekly port films)、基于群体或者基于个人的统计学方法、反复进行计算机 X 线断层扫描等) 以及在线校正方法 (例如,预端口 (pre-ports)、MV 或者 kV 射线照相或者荧光监测、视频监控等)。

[0008] 人们相信,可仅利用一种包括使用能够以高空间精度检测靶区 (诸如前列腺) 以及周围结构的在线成像和引导系统的在线调整方法可以获得用于降低与在病灶位置中的系统的和 / 或随机变化相关的不确定性的最佳方法。

[0009] 如果被用于这种类型的放射治疗中,提供适合的引导的在线成像系统具有几个必要条件。这些必要条件包括:足以辨别软组织的对比灵敏度;用于软组织边界的精确定位的高空间分辨率和低几何失真;在放射治疗设备的环境内工作;能够以高达 40 厘米的直径对患者成像的大视场 (FOV);快速获得图像 (在几分钟内);成像程序对患者的伤害小到可以忽略 (例如,远小于治疗放射剂量的放射剂量);以及可结合到一个外部射束放射治疗设备中的相容性。

[0010] 下面将描述已知的在线成像系统的几个示例。例如,使用对患者进行 X 射线投影的方法 (例如,拍照、电子端口成像装置、kV 射线照相 / 荧光检测等) 通常仅显示骨骼组织的位置而非软组织结构的位置。因此,一个软组织靶区的位置必须根据骨骼标志的位置来推断。可通过将不能透过辐射的标记植入到病灶上来减轻该明显的缺点;但是,该技术是侵入性的并且不适用于所有治疗情况。另一方面,断层造影成像形式 (例如,计算机 X 线断层扫描、磁共振以及超声波) 可提供关于软组织靶区的位置的信息。例如可通过将一个计算机 X 线断层扫描装置设置在放射治疗环境中 (例如,具有可沿着轨道在计算机 X 线断层扫描装置台架和放射诊治台架之间移动的诊治台) 或者通过对该治疗设备进行改造以能够进行计算机 X 线断层扫描,从而在治疗时获得计算机 X 线断层扫描图像。前面述及的那种方法是一种相当昂贵的解决方法,需要在治疗室中安装一种专用的计算机 X 线断层扫描装置。后面述及的那种方法例如可通过对一种计算机 X 线断层扫描装置台架进行改造以包括如在断层治疗 (tomotherapy) 系统中的用于放射治疗施予的机构来实现。最后,在一些情况下,可利用一种以边界明确的几何形式被连接在放射治疗设备上的超声波成像系统来实现对靶区的软组织的观察。尽管这种手段不适用于所有治疗情况,但是它是相当节约成本的并且已经用于说明在线治疗引导的优点。

[0011] 如图 1(a)-(c) 中所示,一种常规的放射治疗系统 100 包括一个 4-25MV 医用直线加速器 102 和一个准直器 104,所述准直器 104 用于使被引导到患者 108 上的辐射场 106 准直和成形,患者 108 被支撑在一个诊治台 110 上并且处于一个特定的治疗位置。治疗包括通过沿患者 108 周围的一个或者多个角度对准位于靶区内的病灶 112 的辐射射束 114 对病灶进行照射。在治疗过程中可使用一种成像装置 116 使透过患者 108 的辐射场 118 成像。可在治疗之前使用能够使辐射场 118 成像的成像装置 116 以检验患者的姿态和 / 或在治疗过程中记录被传输的实际辐射场的图像。通常,这样的图像具有很差的对比分辨率并且最多提供相对于场边缘的骨骼标志的影像。

[0012] 用于降低与病灶位置中的系统和 / 或随机变化相关的不确定性的已知在线成像系统的另一个示例是 X 射线锥面束计算机 X 线断层扫描系统。一种锥面束计算机 X 线断层扫描系统的机械操作与一种常规的计算机 X 线断层扫描系统的类似, 不同之处在于, 利用源和检测器的单旋转获得一个完整的体积图像。这可利用一种与在常规计算机 X 线断层扫描中所用的 1-D 检测器不同的二维 (2-D) 检测器来实现。在一种锥面束的几何形状下存在与图像重构相关的限制条件。但是, 通常可利用本领域普通技术人员公知的改进的源和检测器的轨迹来解决这些限制条件。

[0013] 如上所述, 一种锥面束计算机 X 线断层扫描系统利用多个以在目标体周围的不同角度获得的二维 (2-D) 投影图像重构三维 (3-D) 图像。利用 2-D 投影重构 3-D 图像的方法与在常规的计算机 X 线断层扫描系统中所用的方法是大不相同的。在常规的计算机 X 线断层扫描系统中, 根据患者的一维 (1-D) 投影重构一个或者多个 2-D 片层 (slice), 并且这些片层可被“堆叠”以形成患者的一个 3-D 图像。在锥面束计算机 X 线断层扫描系统中, 利用多个 2-D 投影重构完整的 3-D 图像。锥面束计算机 X 线断层扫描系统具有多个优点, 这些优点包括: 利用围绕患者的单旋转形成患者的 3-D 图像 (而常规的计算机 X 线断层扫描系统通常需要每一个片层的旋转); 基本上为各向同性的空间分辨率 (而在常规的计算机 X 线断层扫描系统中, 纵向的空间分辨率通常会受到片层厚度的限制); 以及在图像几何形式上具有相当大的灵活性。这样的技术已经用于诸如微型计算机 X 线断层扫描的应用中, 例如, 在需要成像的目标体转动 (例如转过 180 或者 360 度) 时, 使用一种 kV X 射线管和 X 射线图像增强管以获得 2-D 投影。另外, 锥面束计算机 X 线断层扫描系统已经成功地用于医疗应用中, 诸如计算机 X 线断层扫描血管造影, 使用安装在一个转动的 C 形臂上的一种 kV X 射线管和 X 射线图像增强管。

[0014] 已经开发了一种用于在线计算机 X 线断层扫描引导的 kV 锥面束计算机 X 线断层扫描成像系统。该系统包括安装在一个医用直线加速器的台架上的 kV X 射线管和射线照相检测器。该成像检测器基于一种与荧光屏光耦合的低噪声电荷耦合装置 (CCD)。在荧光屏和 CCD 之间的很低的光耦合效率 ( $\sim 10^{-4}$ ) 大大地降低了该系统的探测量子效率 (DQE)。尽管该系统能够产生质量足以观察到与前列腺放射治疗相关的软组织的锥面束计算机 X 线断层扫描图像, 但是低 DQE 需要成像的放射剂量大于在屏幕和检测器之间具有有效耦合 (例如 50% 或者更好) 的系统所需的 3-4 倍。

[0015] 图 2 中示出了已知辅助锥面束计算机 X 线断层扫描成像系统的另一个示例。该辅助锥面束计算机 X 线断层扫描成像系统 200 利用一种平板成像器代替图 1(a)-(c) 中所示的基于 CCD 的成像器。特别是, 该成像系统 200 包括一个千伏 X 射线管 202 和一个平板成像器 204, 平板成像器 204 具有一个由非晶硅检测器构成的阵列, 其被结合在一个放射治疗传输系统 206 的几何形状中, 放射治疗传输系统 206 包括一个 MVX 射线源 208。也可在放射治疗施予系统 206 中使用第二平板成像器 210。当患者 214 躺在诊治台 216 上并且处于治疗位置时, 这样一个成像系统 200 可对靶区内的病灶 212 进行投影射线照相和 / 或连续的荧光检查。如果成像系统 200 相对于系统 206 的几何形状是已知的, 那么可利用所得到的 kV 投影图像改变患者姿态并略微提高放射治疗的精度。但是, 这样一个系统 200 不可能提供对软组织结构的适合的观察, 因此在减少由于器官运动而导致的误差方面受到限制。

[0016] 因此, 本发明的一个目的在于, 在一种锥面束计算机 X 线断层扫描系统中产生 kV

投影图像,该锥面束计算机 X 线断层扫描系统能够提供对软组织结构的适合的观察以减少由于器官运动而导致在放射治疗中的误差。

### 发明内容

[0017] 本发明的一个方面是关于一种放射治疗系统,该系统包括:辐射源,所述辐射源沿一条路径移动并将辐射束引向到一个目标体上;以及一个锥面束计算机 X 线断层扫描系统。所述锥面束计算机 X 线断层扫描系统包括:X 射线源,所述 X 射线源以锥面束的形式朝向所述需要成像的目标体发射 X 射线束;以及在 X 射线穿过目标体后接收 X 射线的非晶硅平板成像器,所述成像器提供所述目标体的图像。一个计算机与所述辐射源和所述锥面束计算机 X 线断层扫描系统相连,其特征在于,所述计算机接收所述目标体的图像,并基于所述图像向所述辐射源传输信号以控制所述辐射源的所述路径。

[0018] 根据本发明的另一个方面,本发明提供一种用辐射治疗一个目标体的方法,所述方法包括:沿一个路径移动辐射源;将来自于辐射源的辐射束引到一个目标体上;以及以锥面束的形式朝向目标体发射 X 射线束。该方法还包括:用非晶硅平板成像器检测由于所述发射 X 射线束而穿过所述目标体的 X 射线;根据所检测的 X 射线产生所述目标体的图像;以及根据所述图像控制所述辐射源的所述路径。

[0019] 本发明的每一个方面提供了这样的优点,即,在一种锥面束计算机 X 线断层扫描系统中产生 kV 投影图像,该锥面束计算机 X 线断层扫描系统能够提供对软组织结构的适合的观察以减少由于器官运动而导致在放射治疗中的误差。

[0020] 本发明的每一个方面提供一种通过将一种锥面束计算机 X 线断层扫描成像系统结合在一个治疗室中并根据锥面束计算机 X 线断层扫描成像系统所产生的 3-D 图像改变当前以及后续的治疗计划来提高放射治疗的精度的设备和方法。

[0021] 本发明的每一个方面在实施放射治疗过程中呈现了显著的变化。不仅用于放射治疗的高精度、图像引导系统满足了当前利用增加放射剂量来提高治愈的可能性的需要,而且它提供了在临床实施中的广泛创新的可能性。

[0022] 本发明的每一个方面允许可选择的分段疗程,允许较短的疗程以及允许辅助治疗方式中改进的结合。

[0023] 本发明的每一个方面提供了用于引导放射治疗的有价值的成像信息,还提供了一种明确的 3-D 处置记录,根据 3-D 处置记录可以评价治疗的成功或者失败,为控制疾病方法提供新的认识。

[0024] 从下面结合附图的描述以及后面的权利要求书中可以明显地看出本发明的其他目的、优点和特征。

### 附图说明

[0025] 图 1(a)-(c) 示出了一种传统放射治疗设备的几何形状和工作;

[0026] 图 2 示出了一种已知放射治疗设备的透视图,所述设备包括一个用于锥面束计算机 X 线断层扫描成像的辅助设备;

[0027] 图 3 是本发明第一实施例所涉及的使用平板成像器的台顶式锥面束计算机 X 线断层扫描系统的简图;



[0028] 图 4 是图 3 中所示的锥面束计算机 X 线断层扫描系统的几何形状和程序的示意图；

[0029] 图 5(a)-5(d) 是示出了用在图 3 中的锥面束计算机 X 线断层扫描系统中的平板成像器的基本性能特征的图表；

[0030] 图 6(a)-6(d) 示出了在用于研究本发明锥面束计算机 X 线断层扫描系统的性能的试验中所用的各种物品,分别包括均匀的水筒、水槽中的六个低反差插入物、带有水槽的拉紧状态下的钢丝以及被无痛致死的老鼠；

[0031] 图 7(a)-7(d) 示出了本发明的锥面束计算机 X 线断层扫描系统的响应的一致性,分别包括通过均匀水槽的体积重构的径向、矢向切片,径向型线和垂直信号型线；

[0032] 图 8(a)-8(d) 示出了本发明的锥面束计算机 X 线断层扫描系统的噪声特性,分别包括来自于均匀水槽的体积重构的轴向和矢向噪声图像,径向噪声型线和垂直噪声型线；

[0033] 图 9(a)-9(b) 分别示出了本发明的锥面束计算机 X 线断层扫描系统和传统计算机 X 线断层扫描装置的响应的线性和体素噪声；

[0034] 图 10(a)-10(c) 示出了来自于本发明的锥面束计算机 X 线断层扫描系统的噪声功率频谱,分别包括轴向噪声功率频谱的灰度级曲线、在各种位向所测量的噪声功率频谱以及与传统计算机 X 线断层扫描装置相比的锥面束计算机 X 线断层扫描系统的噪声功率频谱；

[0035] 图 11(a)-11(b) 示出了本发明的锥面束计算机 X 线断层扫描系统的空间分辨率,包括在图 6(c) 中所示的薄钢丝的轴向片层图像的表面曲线以及分别为锥面束计算机 X 线断层扫描系统和传统计算机 X 线断层扫描装置所测量的调制传递函数；

[0036] 图 12(a)-12(b) 示出了分别从本发明的锥面束计算机 X 线断层扫描系统和传统计算机 X 线断层扫描装置中所获得的低反差放射模拟器的影像；

[0037] 图 13(a)-13(i) 示出了图 6(d) 中所示的被无痛致死的老鼠的锥面束计算机 X 线断层扫描图像,包括肺脏区(图 13(a)-13(c))、肾脏区(图 13(d)-13(f))、以及下部脊柱区(图 13(g)-13(i))；

[0038] 图 14(a)-14(d) 示出了图 6(d) 中所示的被无痛致死的老鼠的锥面束计算机 X 线断层扫描图像的体数据绘制图,说明了在椎骨的描绘构造中所获得的空间分辨率程度,分别包括:示出了腹部的软组织结构以及骨骼组织的带有轴向和矢向剖面的体数据绘制图、带有轴向和径向剖面的体数据绘制图、只示出骨骼特征的窗口、老鼠的脊柱和肋骨区域的放大图以及二分之一椎骨的放大图；

[0039] 图 15(a)-15(b) 示出了分别从本发明的锥面束计算机 X 线断层扫描系统和传统计算机 X 线断层扫描装置中所获得的图 6(d) 中所示的安乐死老鼠的轴向图像；

[0040] 图 16 是示出了作为目前和理想的平板成像器结构的曝光量的函数的被计算的检测量子效率的图表；

[0041] 图 17(a)-(e) 是本发明的第二实施例所涉及的使用平板成像器的壁装式锥面束计算机 X 线断层扫描系统的几个角取向示意图；

[0042] 图 18 示出了当使用本发明所涉及的平板成像器所用支撑件的第一实施例时,图 17 中的锥面束计算机 X 线断层扫描系统的侧视图；

[0043] 图 19(a) 示出了与图 18 的平板成像器所用支撑件结合使用的安装部件的透视分

解图；

[0044] 图 19(b) 示出了与图 19(a) 的安装部件结合使用的转动接合部件的分解透视图；

[0045] 图 20(a)-(b) 示意性地示出了当使用本发明所涉及的平板成像器所用的支撑件的第二实施例时,图 17 中所示的壁装式锥面束计算机 X 线断层扫描系统的正视图；

[0046] 图 21(a)-(b) 示意性地示出了当使用本发明所涉及的平板成像器所用的支撑件的第三实施例时,图 17 中所示的壁装式锥面束计算机 X 线断层扫描系统的正视图；

[0047] 图 22 是使用本发明第五实施例所涉及的平板成像器的便携式锥面束计算机 X 线断层扫描系统的简图；

[0048] 图 23(a)-(d) 是示出了图 17-22 中所示的锥面束计算机 X 线断层扫描系统的几何形状和工作的示意图；

[0049] 图 24 是示出了利用图 17-22 中的锥面束计算机 X 线断层扫描系统获得锥面束计算机图像的相关方法的一个实施例的流程图；

[0050] 图 25 是示出了用于图 17-22 中的成像和治疗传输系统的几何校准的一个方法的实施例的透视图；以及

[0051] 图 26 是示出了根据一个患者的锥面束计算机 X 线断层扫描图像、姿态误差和器官运动的在线校正以及随后的治疗计划的离线修改的在图 17-22 中的图像引导的放射治疗系统的相关程序的实施例的流程图。

## 具体实施方式

[0052] 图 3 中示出了本发明的一个实施例所涉及的台顶式锥面束计算机 X 线断层扫描 (CBCT) 系统 300。将该 CBCT 系统 300 的结构模仿目前安装于线性加速器上的 CBCT 扫描装置的几何形状,源 - 轴线的距离为 1000mm,源 - 检测器的距离为 1600mm。该系统 300 的主要部件包括:X 射线管 302、转动台 304 和平板成像器 (FPI) 306。将这些部件刚性地安装于光具座 308。这些部件的相对位置是由三个移动台控制的,这些移动台包括 x 目标台 310、y 目标台 312 和 y 图像台 314,它们用于初始设置中精确确定并控制成像几何形状。锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 产生目标体 316 的图像,所述目标体始终以放射模拟器来识别,所述目标体 316 安装于转动台 304 上。每个台 310、312 和 314 都包括复位或限制开关,并且所述图像几何形状是以这些开关的位置为基准的,并且重构性为  $\pm 0.01\text{mm}$ 。图 4 中示出了这里描述内容中所用的具体几何形状,并且使所述具体几何形状模仿结合在放射治疗设备上的锥面束计算机 X 线断层扫描系统所用的图像几何形状。下面的表 1 示出了系统 300 的参数。

[0053] 一组定位激光器 318 使转动轴线 320 可视化,并且源平面垂直于转动轴线 320 并与 X 射线源或管 302 的焦点 322 交叉。使得转动轴线 320 如此定位,即,使其与在焦点 322 和检测器平面 326 之间的中央射线 324 交叉 ( $+0.01\text{mm}$ )。使得平板成像器 326 如此定位,即,以穿过点 (也就是,中央射线和成像平面的交叉点) 为成像阵列的中心 (也就是,列 #256 和 #257 之间,  $\pm 0.01\text{mm}$ ),带有四分之一像素偏移以给出锥面束计算机 X 线断层扫描采集的改进图像样本,其中使目标体 316 旋转  $360^\circ$ 。用定位测微计人工地控制所述台 310。将源 - 目标体距离 (SOD) 和源 - 图像距离 (SID) 确定在  $\pm 0.5\text{mm}$  范围内并设定 1.60 的目标放大率,等于线性加速器上的成像系统的目标放大率。该几何形状的锥角是  $-7.1^\circ$ 。

[0054] 在计算机控制下用 300kHU 的 X 射线管 302 (诸如 General Electric Maxi-ray) 和 100kW 发生器 (诸如 General Electric MSI-800) 产生用于该采集程序中的 X 射线照相曝光量。管 302 对于具有 2.5mm A1 的总最小滤波作用,并具有附加的 0.127mm Cu 的滤波以进一步加强射束,以及具有尺寸为 0.6mm 的额定焦点。100kV 射束的特征分别为 5.9 和 13.4mmA1 的第一和第二 HVLs。在一星期的时间内对发生器的加速电位进行监测并发现所述加速电位被稳定在 ±1% 范围内。用 X 射线万用表 (诸如带有硅二极管检测器的 RTI Electronics, Model PMX-III) 确定所有的曝光量。

[0055] 依照在没有靶 316 的情况下在转动轴 320 处相对于空气的曝光量来报告用于锥面束计算机 X 线断层扫描采集的曝光量。报告曝光量的同样方法可用于传统扫描装置上所获得的图像。对于传统扫描装置来说,通过使台架不转动并且为准直仪设定 10mm 的片层厚度,从而保证硅二极管的完全覆盖,来测量每单位电荷的曝光量。对于台顶式和传统扫描装置来说,100kVp 下的每单位电荷的曝光量分别为 9.9mR/mAs 和 14.9mR/mAs。

[0056] 平板成像器 306 可为包含 Si:H 光电二极管和薄膜晶体管的 512×512 阵列的 EG&G Heimann Optoelectronics (RID 512-400 A0)。在表 1 中示出了成像器的电子-机械特性。以八分之一的目前帧频 (每秒高达 5 帧) 读出平板成像器 306,并且不同步地操作图 4 中示意性示出的主计算机 328。特征为相关复式抽样噪声降低线路的 ASIC 放大器对来自于每个像素的模拟信号进行积分。在 16 位分辨率实现数字化。经由 RS-422 总线向主计算机 328 中的硬件缓冲器传输该数值。当准备向主存储器传输完整帧时,中断主计算机 328 中的处理器。

[0057] 表 1

[0058]

CBCT 特征	数值
获得几何形状	
源 - 轴 - 距离 (S <sub>AD</sub> )	103.3cm
源 - 成像器 - 距离 (S <sub>ID</sub> )	165.0cm
锥角	7.1°
最大角转动速度	0.5° / 秒

[0059]

视场 (FOV)	12.8cm
X 射线束 / 曝光量特征	
射束能量	100kVp
附加的滤波	1.5mm A1+0.129mm Cu
射束质量	HVL <sub>1</sub> = 5.9MM A1 HVL <sub>2</sub> = 13.4MM A1
散射与初始比率	0.18, 1:5 (11cm 目标体)
帧象周期	6.4 秒
管输出 (SAD)	9.34mR/mAs
曝光率 (SID)	3.65mR/mAs
平板成像器	
名称	RID 512-400 A0
阵列格式	512×512 像素
像素间距	400 μ m
CBCT 特征	数值

区域	~ 20.5 20.5cm <sup>2</sup>
像素占空因数	0.80
光电二极管充电体积	~ 62pc
ASIC 放大器充电体积	~ 23pc
ASIC 放大器噪声	~ 12,700e
ADC 比特深度	16 比特
TFT 热噪声 (on)	~ 1800e
光电二极管散射噪声 (1fps)	~ 1200e
数字化噪声	~ 630e
额定帧频	0.16 fps
最大帧频	5 fps
X 射线转换器	133mg/cm <sub>2</sub> Gd <sub>2</sub> O <sub>3</sub> S:Tb

[0060]

获得程序	
投影的数量	300
角增量	1.2°
总转动角度	360°
最大角转动速度	05 <sup>D</sup> /s
重构参数	
重构矩阵	561×561×(1-512), 281×281 ×(1-500)
体素尺寸	0.25×0.25×0.25mm <sup>2</sup> , 0.5×0 .5×0.25
CBCT 特征	数值
W. 参数	1.60
γ, 截止频率改变	1.0
α, 改变的 Hamming 滤波器参 数	0.50
回旋的范围	±25mm

[0061] 锥面束扫描程序包括射线照相曝光量、阵列读出和目标体转动的重复顺序。该程序的时限由平板成像器读出电子设备的不同步的帧时钟脉冲驱动。采用 6.4s 的恒定的帧时钟脉冲。在周期帧从平板成像器 306 输送期间, 主计算机推进机动化的转动台 304 并起动 X 射线发生器或管 302。在整个扫描程序中 X 射线管 302 的转子保持旋转。控制软件使得操作者可以规定曝光期间的帧数量。将其设计成能够研究在后续的投影中减少滞后量的方法的机构。监测来自于平板成像器 306 的裸露射束区域中的由九个像素构成的一组中的检测器信号以便于测定和检验每次射线照相曝光量的稳定性。以同一投射角收集 (trap) 和重复容限外的曝光量。将每个投影图象在帧传递和马达转动之间写到硬盘。在获得了投影以后, 一组泛源显象和暗视场像 (各 20) 被收集以便为投影图象的平场处理构成放大和偏移的图像。

[0062] 除了放大和偏移校正以外, 用不稳定像素的预构成图执行中央滤波 (3×3)。最终, 将每个投影中的信号正常化以说明 X 射线曝光量的小偏差, 这是通过在目标体阴影外部的检测器周边中的九像素簇执行上述程序。

[0063] 用滤波的反投影技术根据投影重构体积计算机 X 线断层扫描数据组。用 Webb' s

三参数公式构成用于该重构中的滤波器。在表 1 中示出了所述参数及其相应的数值。在目前的结构中,将重构视场限制成直径为 12.4cm、长度大约为 12.1cm 的圆柱;待重构的目标体的横向长度必须可恰好放被置于该圆柱中。将所得到的体积数据组中的体素数值线性地缩放以产生平均 CT 数(在空气中为 0,在水中为 100)。将单一投影滤波(100 单元核)和反投影到  $281 \times 281 \times 500$  体素数据组上所需时间是 1 分钟和 21 秒钟。

[0064] 测定平板成像器 306 的基本信号和噪声特征。在图 5(a) 中给出了检测器的增益和线性度。对于 120kVp 的 X 射线射束能量来说,测定的检测器的增益为  $18.2 \times 10^5$ /mR/象素(在 100kVp 下为  $17.8 \times 10^6$ /mR)。检测器显示出极佳的线性度,并且曝光量高达其灵敏范围(5mR)的 50%。在表 1 中列出了各种附加的电子噪声源及其幅度。我们发现,总的附加电子噪声取决于帧时间,其范围从 200ms 的帧时间为 13,300e 到 25.6ms 的帧时间为 22,500e。放大器噪声(12,700e)是高帧频的主要组分。用级联系统模型可研究零频率检测量子效率(DQE)上的放大器噪声的重要性,所述级联系统模型分析在 FPI306 中信号和噪声传播。

[0065] 图 5(b) 示出了用于 RID 512-400 A0 以及两个减小了放大器噪声的理想成像器的曝光量相对于检测量子效率的关系曲线。用于检测器的基本量子效率近似为 0.57;对于 1mR 以上的曝光量,由于能量吸收噪声和附加源而导致的损耗使检测量子效率降低到 ~0.41。对于低于 0.1mR 的曝光量,放大器噪声数值的检测量子效率与 EG&G 检测器中所发现的相比迅速降低。至此,较厚/致密的目标体[例如,骨盆(~30cm 水)]导致检测器(例如,~0.001mR)上的放射剂量明显降低,放大器噪声(和/或 X 射线转换器,例如 Cs1 ;T1)的改进将明显提高检测量子效率。

[0066] 在图 5(c) 中示出了检测器模糊信号的暂时稳定性。该曲线对应于“典型”的象素的选定组。在操作的第一 2h 期间模糊信号明显地变化,所述模糊信号变化与平板成像器封闭体中的温度改变相互关联。在温度稳定以后,模糊信号也稳定了。基于这些因素,在已将阵列通电至少两个小时以后,才能执行所有的锥面束计算机 X 线断层扫描。在阵列的某些区域,即使在热平衡以后,模糊信号还是不稳定。假定这些区域是阵列制造程序中出现偏差的结果。

[0067] 计算机 X 线断层扫描中的连续变化的象幅需要具有高速读出和极小暂时模糊(或“滞后”)的检测器。已经用短的帧内 X 射线曝光确定了这些特征。图 5(d) 示出了在帧号码为 0 时的采集期中所施加的单一射线照相曝光量之后的象素信号。随后的帧显示了帧号码 1 至 9 的滞后信号,范围从 ~4% 到 ~0.04%。注意该滞后显示了非基于帧时间却仅基于帧号码的曲线是有趣和重要的。

[0068] 在重构以前,将投影校正以得到在偏移和增量方面固定的象素-象素变化。对在暗视场信号中带有明显偏差或带有异常信号响应的缺陷象素进行中值滤波。在重构前用辅助 128 列垫塞(pad)所得到的投影。以一行接着一行的形式将所填塞的象素数值设定为在所述阵列外围处的 7 个象素的平均值。最后,为了说明 X 射线管输出中的小偏差,利用从上述裸射束监视器象素(9 象素)中测得的信号使每个投影中的信号正常化。可在 250MHz UltraSparc 处理器(诸如 Enterprise450, SunMicrosystems, Sunnyvale, CA)上执行该预重构程序。

[0069] Feldkamp 的滤波的反投影运算法则可用于重构数据组。将图像重构在  $561 \times 561 \times N$  体素的笛卡儿矩阵上,其中片层的数值 N 取决于所关注的目标体。用在这些

重构中的体素尺寸通常为  $0.25 \times 0.25 \times 0.25\text{mm}$ 。用在该重构中的滤波遵循 Webb 的形式体系。表 1 包含了限定用在这些研究中的滤波器的三个参数。在完成所述重构后,偏移和缩放参数对于 9mm 重构和采集参数组是恒定的。还可在 UltraSparc 系统上执行体积锥面束计算机 X 线断层扫描数据组的重构。

[0070] 通过圆柱形水槽(直径为 110mm)的成像来研究成像系统 300 在三维(3-D)以上视场(FOV)上的响应的一致性。在传统扫描仪上还获得相同放射模拟器扫描。沿着通过所重构体积的径向和垂直型线检测所述响应。

[0071] 研究作为 X 射线曝光量函数的水槽的重构图像的噪声。以 131、261、653、1310、3260 以及 6530mR 的曝光量获得图像。将图像重构在  $561 \times 561 \times 11$  的矩阵上,其中一侧上的体素尺寸为  $0.25\text{mm}$ 。对于所有重构来说,把重构滤波器定为表 1 中所限定的参数。改变这些参数可对重构图像的噪声特征产生明显的影响。用贯穿数据组的  $5 \times 5 \times 1$  区域内的 CT 号码中的标准偏差的分析法,并通过计算来自于 3D 数据组的噪声功率频谱来分析这些图象集的噪声特征。作为曝光量函数来执行这些分析法。通过检测全体 3-D 数据组的噪声的均匀性来评定所述噪声的相对稳定性。这些结果表明所述数据组的噪声特征只随着位置轻微的变化。由于稳定性是噪声功率效果正当解译的必要条件,所以这些原始结果为噪声功率频谱的应用提供支持。

[0072] 通过使用已知 2-D 投影图像分析方法的扩展来由体积数据分析噪声功率频谱。使体积数据正常化,以使水缸内的平均 CT 号码为 1000。从体积中得出水缸内的正方形区域( $256 \times 256 \times 20$  体素),并且对少量的体素缺陷(通常  $<1\%$ )进行  $3 \times 3$  的中值滤波。为了获得 3-D 的傅里叶变换的收敛的 2-D 中心片层,沿着 z-方向使 20 个片层平均,并且发现,较多片层的平均不影响噪声功率频谱,也就是说,其数据是收敛的。为了降低背景倾向,在一个独立扫描中减去通过 81 个片层的平均所形成的背景片层。减去适于数据的平面可进一步降低低频趋向,产生 2-D 零均值的实现。根据从所述实现中的十六个  $64 \times 64$  非重叠区域的集合计算出二维快速傅里叶变换(FFT),并将结果平均。使所述结果正常化以便于说明体素尺寸和按 z 取平均,并且将噪声功率频谱下的体积与标准偏差的平方值相比较。所得到的噪声功率频谱表示  $(U_x U_y)$  域中的中心片层,也就是,与  $(x, y)$  域的傅里叶对应。为了显示 1-D 功率频谱沿  $U_x$  轴将带 NPS( $U_x$ ) 抽出, NPS( $U_x$ ) 例如是各种曝光量级。

[0073] 将锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 的噪声特征与传统计算机 X 线断层扫描装置中的噪声特征相比较。为了使得对比有意义,这两个系统必须在信号偏差范围内显示同样的响应。通过用这两个系统扫描电子密度放射模拟器(如图 6(b)中所示的)来检测所述响应。将其系数接近水系数的七个插入物插入到直径为 110mm 的水槽中。该插入物是从具有正常 CT 号码的 RMI 电子密度放射模拟器中取出的。在图 6(b)中,从顶部按顺时针是:CT 硬水(CT#1001)、BR-SRI 胸部(CT#945)、BRN-SR2 脑部(CT#1005)、C133 树脂混合物(CT#1002)、LV1 肝脏(CT#1082)以及聚乙烯(CT#897)。用锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 和传统扫描装置两者在同等的曝光量和 kVp 下形成放射模拟器的影像。

[0074] 将锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 所记录的衰减系数(相对于水)与传统扫描装置所记录的系数相比较。计算出适于测量数据的第一阶以确定这两个系统的相对线性度。还用上述水缸测试放射模拟器确定传统扫描装置的噪声特征,在 100kVp 下利用厚度为 1mm 的片层在四个曝光量级(743、1490、2970 以及 5940mR)下获得图像。在每个曝光量级下

获得三个图像。用“High Res Head(#1H)”、“Standard Head(#2)”和“Smooth Abdomen(#3)”滤波器在传统扫描装置上执行重构。噪声分析与施加到锥面束计算机 X 线断层扫描数据组的噪声分析是一致的。为了比较在各个系统上确定的噪声结果,重复锥面束计算机 X 线断层扫描数据组的分析,其中首先在  $2 \times 2 \times 4$  体素上求得锥面束计算机 X 线断层扫描数据的平均值以产生与传统扫描装置所给出的等同的体素尺寸 ( $0.5 \times 0.5 \times 1\text{mm}'$ )。

[0075] 如图 6(c) 中所示的,利用金属丝测试目标体测定锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 的空间频率传输特性。测试目标体包括悬吊在直径为 50mm 的水槽中的直径为 0.254mm 的钢丝。在锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 上形成放射模拟器的影像 (在 100kVp),其中金属丝以转动轴线 320 为中心,并且金属丝与轴线之间的距离为 30mm。用表 1 所述的滤波器将所得到的图像重构在  $0.1 \times 0.1 \times 0.25\text{mm}^3$  高分辨率重构栅极上。将六个相邻片层 (每个的厚度为 0.25mm) 平均以产生低噪声点散布函数 (PSF)。通过首先计算点散布函数的 Radon 变换 (也就是,沿着 x 轴或 y 轴积分),接着计算 1-D 傅里叶变换,来计算通过 2-D 调制传递函数 (MTF) 的正交片层。使每个 1-D 型线正常化以便于区域一致。施加修正以补偿钢丝的有限直径,为了比较,在 100kVp 下对 1.5mm 厚的片层在传统扫描装置上执行相同的测试。用三个不同的重构滤波器 [“High ResHead(#1H)”、“Standard Head(#2)”和“Smooth Abdomen(#3)”] 重构图像。

[0076] 用放射模拟器和小动物来比较锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 和传统扫描装置的相关成像性能。用图 6(b) 中所示的放射模拟器进行软组织检测能力的简单比较。六个圆柱体之间的 CT 号码中的接近性使得该放射模拟器成为有用的实验目标体以检测对比灵敏度和软组织可检测性,用锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 和传统扫描装置获得放射模拟器的图像。将多重高分辨率锥面束计算机 X 线断层扫描片层平均以产生相当于用在传统扫描装置上的厚度的片层 (1.5mm)。在两种不同扫描装置中使用等量曝光量 (2980mR) 和 kVp。

[0077] 在图 6(d) 中,通过对实验室老鼠成像来执行软组织灵敏度的第二测试,出于其他目的已给所述老鼠实施无痛致死。使用与上述相同的扫描程序,为每个系统输送 2980mR 的在空气中的、在轴线上的曝光量。以  $0.25 \times 0.25 \times 0.25\text{mm}^3$  的体素尺寸重构所得到的 3-D 数据。还以 1.5mm 厚的片层在传统计算机 X 线断层扫描装置上扫描该主题。该扫描传输与锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 所传输的同样的成像放射剂量。为了进行互相比,将来自于锥面束计算机 X 线断层扫描数据组的六个片层平均以产生其厚度与传统扫描装置的片层厚度等量的片层。在可比较视窗和量级下显示成像器以便于进行比较。

[0078] 在图 7(a)-7(d) 中示出了锥面束计算机 X 线断层扫描装置的响应的一致性。其中示出了通过锥面束计算机 X 线断层扫描 3-D 数据组的轴向和矢向 (sagittal) 的片层。图像表明了系统的整个视场上的较为一致的响应。在图像的柱状图平衡区域中,可以看到大约 20CT 号码 (2%) 的轻微的或不一致性。所述不一致性表现为复合的压凹 (cupping) 和覆盖 (capping) 的人造物。径向型线 (图 7(c)) 进一步通过与传统扫描装置所获得的结果 (点划线) 相比较示出了这一点。用模拟投影数据进行的重构程序的内部检验表明,不一致性是重构程序的人造物并且取决于滤波参数的选择。除了对于重构固有的不一致性以外,锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 的响应是高度一致的,尤其是沿着 z- 向。

[0079] 除了表明系统的响应的一致性以外,图 7 中的图像还表明带有少量人造物的一致

噪声特征。这表明曝光量研究的全范围。在图 8(a)-8(d) 中示出了噪声的量级和一致性。所述噪声沿着径向轴线改变少量角度而沿垂直轴线改变可忽略不计的角度。由于在穿过圆柱形水槽的传输方面的差异,可以预期相对于径向位置的略微的相关性。图 8(c) 还表示了噪声相对于曝光量的测定的相关性 [相对于图 9(b), 下面也有示出]。总的说来,对于等角点处的 6560MR 的空气中曝光量来说,锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 能够达到大约为 20CT 号码的噪声级。

[0080] 在图 9(b) 的上端曲线中示出了为锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 所确定的作为曝光量函数的噪声。我们看到噪声从所检测的最低曝光量的 -80 单位降低到最高处的 -20 单位。叠加至少是以下形式的平方拟合:  $\sigma = a+b/\sqrt{X}$ , 其中  $\sigma$  为体素值中的噪声、 $X$  为等角点处的空气中的曝光量、 $a$  和  $b$  是从数字拟合中所获得的常数。与曝光量相关的负平方根与 X 射线断层造影重构的基本噪声传输原理一致。

[0081] 为了检测系统响应的线性和精确度,将锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 为多种物质 (图 6) 所报告的 CT 号码与传统扫描装置所报告的 CT 号码相比较。如图 9(b) 中所示的,锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 的 CT 号码与传统扫描装置的 CT 号码比较一致。在 CT 号码的范围上最大的偏差是 8 单位,其平均偏差是 5.7。相互关系的高系数表示,在所检测的范围之上,由锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 所报告的数值与衰减系数成比例。

[0082] 在图 9(b) 中示出了作为曝光量函数的锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 与传统扫描装置的体素噪声对比。开圆和虚线所表示的是使用“High Res Head(#1H)”、“Standard Head(#2)”重构滤波器的传统扫描装置的结果。在每种情况中,噪声随曝光量而减少。这两种系统之间的精确对比要求在同等的体素尺寸下并使用同样的重构滤波器来重构数据组。通过重复锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 的噪声分析并将体积数据平均以给出等同于扫描装置的体素尺寸,可实现同等的体素尺寸的要求。

[0083] 为了示出重构滤波器对体素噪声的影响,用“High Res Head”和“Standard Head”重构滤波器来执行重构。带有叠加的最小乘方拟合的较低实线曲线示出了在同等体素尺寸下锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 的噪声。在同等的体素尺寸下,很明显,在较低曝光量下锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 具有比“Standard Head”计算机 X 线断层扫描装置的结果更高的噪声,然而,与传统扫描装置的“High ResHead”结果相比较,实际上锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 除了在非常高的曝光量下以外都显示出较低的噪声。无疑地,要求重构滤波器和重构矩阵的仔细匹配以便于允许这两种系统的精确互相比较。尽管如此,由于已知用在该系统中的早期典型平板检测器显示出较高的附加电子噪声,比近期的电子设计高出 5-10 的系数,所以用锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 所获得的结果是鼓舞人心的。

[0084] 在图 10(a)-10(c) 中总结了噪声功率频谱测定的结果。轴向平面 (图 10(a)) 中的 2-D 噪声功率频谱显示出采用反投影重构滤波的系统的频谱形状标准。将频谱密度降低 (但非零) 接近零频率,由于斜坡 (ramp) 滤波器 (例如,在  $-0.5\text{mm}^{-1}$  周围剧增) 而在中频增加,并通过系统的低通噪声特征 (例如,2-D 图象模糊和变迹法视窗的选择) 在更高频率时倾斜。在图 10(b) 中为各种曝光量级示出了的沿  $u_x$  向的噪声功率频谱的片层。由于为各种情况确定了平均信号电平 (也就是,CT# = 1000 水放射模拟器之内),随着曝光的增加噪声功率频谱降低。特别是,噪声功率频谱呈现与勉强符合图 9(b) 中的数字拟合形式的曝



光成反比的情况。如图 10(c) 中所示的,在  $-1.3R$  (在空气中在等角点处) 所测定的噪声功率频谱是接近零频的  $-30\text{mm}^3$ , 由于在中频增加系数  $-4$ , 接着在尼奎斯特频率时下降到大约为频谱密度的初始水平。

[0085] 图 10(c) 中的叠加是利用三个重构滤波器的常规扫描装置所测得的结果, 并且为了便于叠加, 对于一个相等体素尺寸, 示出了锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 的噪声功率频谱。对于 #2 和 #3 滤波器, 常规扫描装置显示了一种具有上述特征形状的噪声功率频谱; 但是, 可以看出, 高分辨率的 #1 滤波器大大地放大了高频噪声。锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 与利用 #2 和 #3 滤波器的常规扫描装置相比, 表现为低频噪声功率频谱。假定, 重构滤波器的选择可大大地影响噪声和分辨率, 并且考虑似乎非常匹配的两种情况, 锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300, 即使在其初始的、非最佳构造中, 也表现为可以提供与常规扫描装置可比的噪声性能。从图 9(b) 中可以看出, 锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 在低曝光量下表现出比常规扫描装置 (#1H) 低的体素噪声。类似地, 锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 表现出较低的高频噪声功率频谱。这些原始结果特别希望考虑在 FPI 设计和读取电子器件中的正在进行的改进。

[0086] 图 11(a) 表示了锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 相对于金属丝测试目标体的响应。概括地讲, PSF 是对称的 (除了与系统的图像滞后性能相关的小条纹人造物以外) 并且在最大值的一半时的全宽 (FWHM) 为 0.6 毫米。图 11(b) 为在轴线上和在轴线外的两种金属丝结果示出了系统 MTF。这些结果建议, 系统在  $z = 0$  的平面中的频率通过变化不应大大地超过被检测的相对小的范围 ( $-30$  毫米)。图 11(b) 中还示出了, 在常规扫描装置的 MTF 结果中证明了重构滤波器的强烈影响。

[0087] “Standard Head (#2)” 滤波器与 “High Res Head (#1H)” 滤波器相比, 大大地减少了系统的信号通过。该结果证明了, 当使用 “High Res Head (#1H)” 滤波器时, 常规扫描装置的 MTF 与锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 的是可比的。该观察与在图 9(b) 中所示的噪声结果是相符的。锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 与常规扫描装置的分辨率没有在  $z$  向上进行比较。但是, 可以预测, 锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 在  $z$  向上的空间分辨率与在轴向平面上测定的是相符的。当然, 常规扫描装置的空间分辨率将会受到所选择的片层厚度 (通常为 1 毫米或者更大) 的限制。锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 的接近各向同性的分辨率被认为是检测和定位的一个重要优点。

[0088] 图 12(a) 和 12(b) 示出了锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 和常规扫描装置在相同的 kVp 和曝光量下所获得的低反差放射模拟器的轴向图像片层。在每一种情况下的灰度级视窗是相当窄的以使显示的对比度达到最大, 并且尽管对于锥面束计算机 X 线断层扫描图像 (上述覆盖 / 压凹的人造物) 显然存在微小信号非一致性, 但是每一个插入物的可见度与常规扫描装置是可比的。每一种材料的平均信号值如图 9(a) 中所示。在系统响应中的轻微差异 (例如, 由于检测器响应、X 射线频谱等) 可导致具有 CT# 的材料的收缩倒转非常接近水。例如, 在脑嵌入 (右下) 的情况下, 即使在由锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 和常规扫描装置之间的微小 ( $-5\text{CT}\#$ ) 差异足以提供在该材料相对于水的密度中的明显颠倒。最小的能够检测的反差对于锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 是可讨论地优越 (例如, 脑和 CB-3 插入物的可见度), 但是这仍然可通过一种能够更好控制的、等效的观察研究来证实。

[0089] 图 13(a)-(i) 示出了在体积数据组的图像中说明锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 的整体性能的情况。一个被安乐死老鼠的这些图像证明了该系统的软组织灵敏度和高空间分辨率。从整个体积数据组的各个区域示出了图像示例（例如在肺部区 (a, b, c) 和肾脏区域 (d, e, f) 和下椎骨 (g, h, i) 中）以说明利用锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 产生的数据的数量和一致性质量。清楚地观察软组织结构证明了该扫描装置的软组织反差灵敏度。

[0090] 在图 13(a)-(c) 中, 视窗和能级已经被设定以强调老鼠肺部中的特征。除了肺部细节以外, 还有一些由于人造物造成的明显条纹, 其原因是未知的, 但相信与检测器滞后效应或者射束强化有关。

[0091] 图 13(d)-(f) 中示出了锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 的软组织反差对比度, 其中视窗和能级已经被设定以描绘脂肪和肌肉。在每一个图像的交叉标线表示老鼠的左肾位置。这些图像说明了描绘一个诸如肾脏的 3-D 结构的接近各向同性的空间分辨率的优点。其他结构, 诸如胃、肠和肝脏也可以清楚地看到。

[0092] 图 13(g)-(i) 中示出了系统 300 的空间分辨率性能, 其中利用选择显示骨骼特征的视窗和能级来显示同一个老鼠的数据组。可以很好地看到在骨盆中的椎骨间空隙和非皮层骨。应该注意的是, 这样的清晰程度是由在模仿线性加速器的几何形状的规模上操作的锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 产生的。因此, 这样的清晰程度是在该装置的临床实施中所期望的, 给出机械挠曲的精确调整。图 14 中还示出了体积数据组, 其中体积透视图说明了该数据组的全 3-D 性质并且示出了包含在锥面束计算机 X 线断层扫描数据内的清晰程度。令人感兴趣的是, 注意在图 13 和图 14 中表示的所有数据都是利用以单旋转的方式执行的一次采集获得的。

[0093] 最后, 通过与由常规扫描装置产生的图像相比, 可以评价由锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 产生的图像质量。图 15(a)-15(b) 示出了利用两个系统获得的老鼠的轴向片层。在曝光量相同的情况下, 利用两个系统所产生的图像在空间分辨率和反差对比度方面具有可比的质量。基于平板成像器的锥面束计算机 X 线断层扫描图像表现出很好的空间分辨率并且提供了对软组织边界和内脏细节的清楚描绘。锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 的空间分辨率的表现超过常规扫描装置; 但是, 必须注意的是, 常规计算机 X 线断层扫描装置的在有效重构矩阵中的限制条件所限定的体素尺寸是锥面束计算机 X 线断层扫描图像的两倍。在基于平板成像器的锥面束计算机 X 线断层扫描图像中缺少明显的象素化表示, 清晰程度代表目前系统的空间分辨率中的物理限制。

[0094] 这些研究的目的是评价在一个锥面束计算机 X 线断层扫描系统中, 特别是在用于在一种医用直线加速器上的放射治疗引导中的断层造影成像系统中, 将平板技术作为一种检测器的应用性能。

[0095] 我们研究的定量和定性结果建议, 基于平板检测器技术的锥面束计算机 X 线断层扫描装置是一种用于高性能计算机 X 线断层扫描的可行装置。信号响应一致性的原始结果表明, 该系统的响应在视场上的一致性在  $\pm 2\%$  内, 微小的非一致性表现为在 x-y 平面中的结合的覆盖和压凹人造物, 这属于重构人造物。利用软组织测试材料的范围证明了响应的线性度并且发现, 线性度在  $\pm 6\%$  内。图像噪声相对于曝光量的测定证明, 样型锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 可与常规扫描装置同等的方式执行工作, 证明理论预测的负平方

根曝光量关系曲线。对于两种系统的噪声功率频谱和空间频率响应的研究加强了这些结论并且说明了发展用于体积计算机 X 线断层扫描系统的更大范围（实验和理论）的频率相关的表征方法的优点。

[0096] 除了性能的定量检测以外，低收缩放射模拟器的图像和小动物解剖证实了从这些检测得到的结论，表现出极好的清晰度和软组织收缩，可以更充分地在肿瘤放射中进行组织定位。

[0097] 这里表现的结果证明了这种用于体积成像的手段的可能性。但是，在小目标体尺寸和小锥角的条件下已经进行了这种研究。这些条件是在该研究中所用的检测器的尺寸赋予的。利用大的检测器成像允许增大锥角，并且对于计算机 X 线断层扫描，允许增大目标体的厚度。基于这里所表现的结果的性能可以推断，利用较大的检测器进行操作时必须注意一些问题。利用较大的视场对较大的目标体进行成像将会增大散射并且降低传输。可以预见，增大散射会因在重构的图像中引入非一致性（例如，压凹和 / 或条纹 (streak)）以及在图像信号中加入附加的 X 射线量子噪声而对计算机 X 线断层扫描成像性能产生不良的影响。达到检测器的散射强弱主要取决于所采用的锥角和空气间隙，并且研究建议，与常规射线照相应用相比，以这些距离的散射可被降低。对 X 射线散射强弱问题的定量和发展使其降低的方法是正在进行的研究方向。

[0098] 除了涉及 X 射线在大的锥角的情况下的散射，较大目标体的扫描将大大降低到达检测器的积分通量。传输减弱将对平板检测器的性能产生不良的影响。目前可使用的平板成像器表现出的性能低于以荧光检查的曝光速度操作的常规图像强化器，这是由于在平板读出电子器件中存在附加的噪声。附加的噪声使成像器的检测量子效率取决于形成一个图像的 X 射线的数量。图 16 中示出了在这些研究中所用的平板成像器 306 和体现在成像器 306 的设计中最近发展的理想检测器的性能曲线，最近的发展包括，利用 Cs1:TI 提高 X 射线的检测量子效率并且通过在读出电子器件中的改进减小附加的噪声。

[0099] 利用已表现出很适合检测的信号和噪声转换的模型计算零频率检测量子效率。从图 16 中可以清楚地看出，在 X 射线转换器和电子器件噪声中的改进大大地降低了检测量子效率在计算机 X 线断层扫描中所需的曝光量的宽范围上的曝光依赖性。该降低的程度主要取决于在系统中的放大器噪声。对于在这些研究中所用的样型成像器，放大器噪声在 12,700e 时是非常高的。例如，对于骨盆组织的计算机 X 线断层扫描中的低传输曝光量级，该检测器能够达到低于 10% 的零频率检测量子效率。与之相比，采用上述体现最近发展的设计的成像器（例如，高质量 Cs1:TI 转换器和放大器噪声为 3000 3 或者更好）在完全传输时能够达到较高的检测量子效率（~65%）并且在低曝光量级下还能够维持大于 40% 的检测量子效率。在成像器设计中进行这样的改进在平板成像器制造商的目前能力范围内并且将促进平板成像器在对人类的锥面束计算机 X 线断层扫描中的应用。另外，这些改进在很大程度上还受到在期望利用平板成像器代替用于干涉荧光检查的常规图像强化器的数字成像中的其它努力的推动。为此，可以预测，具有这样性能的成像器将在未来五年内得到应用。

[0100] 概括地讲，平板的操作性能与在锥面束计算机 X 线断层扫描几何形状中的采集是高度相容的。不同于基于图像强化器或者透镜的系统，平板检测器在一个转动的几何形状下在几何上是坚固的，消除了图像失真的担心。模拟到数字的转换器接近象素并且较大的

电荷信号在高射频功率环境下使平板坚固；这特别是射线照相应用所关心的。这些探测器的高读取速度能够达到在 10 秒内获得 300 个投影图像的成像顺序（以 30fps 操作）。这能够更充分地满足医用线性加速器的台架所允许的转动速度。实际上，尽管国际电工委员会（IEC）要求线性加速器的转速低于每分钟 1 转，但是根据锥面束计算机 X 线断层扫描引导在治疗室中的优点很可能重新考虑这样的限制。目前，检测器的尺寸和外表的比率是受数字射线照相的需要推动的，生产的检测器的尺寸相当于射线照相胶片。如果在台架转动过程中在 ft 检测器和患者之间保持足够的间隙，那么这些尺寸将限制重构的视场。可利用能够进行 360 度转动的偏移检测器布置形式来解决该问题。最后，可利用满足锥面束计算机 X 线断层扫描的要求的尺寸和长宽比来设计一种特定的检测器（例如，平板面积为 25×50 平方厘米）。

[0101] 给出该技术证明的可能性，计算机 X 线断层扫描应用于新领域的可能性很大。可基于这种技术制造能够解决特定的成像问题的成像系统，这些成像问题包括：非破坏性测试（以千伏或者兆伏能量）、特定医疗条件的早期检测和监测，当然还有用于治疗和指导性成像。平板的紧凑特性使基于平板成像器的锥面束计算机 X 线断层扫描成像设备可用于对于一种常规计算机 X 线断层扫描装置被认为是从来不能实施的情况中。锥面束计算机 X 线断层扫描技术与与一种常规的扫描装置相比大大地降低其成本方面具有两个重要的特征。第一，采集的锥面束特性不需要一个附加的机构以使患者（或者目标体）在图像采集过程中移动。第二，利用锥面束，不同于扇面射束，能够大大地提高 X 射线的利用率，降低体积扫描所需的 X 射线管热容。对于相同的源和检测器几何形状，利用片层厚度可以粗略地增加效率。例如，在从一个常规扫描装置中的 3 毫米片层到利用锥面束系统的对应于 100 毫米片层的锥角时，X 射线的利用率可以增大 30 倍，这能够大大地降低热负载容量。根据我们的实验，一个 5200kHU 的 X 射线管的成本约为 70000 美元，而一个 600kHU 的 X 射线管（容量降低 10 倍）的成本约为 6000 美元。

[0102] 锥面束计算机 X 线断层扫描近十年在诸如核医学和工业测试的领域中是一个活跃的研究和发展的课题；但是，近年来开始出现在计算机 X 线断层扫描诊断领域中。在该领域中的发展主要限于多片层检测器。在该研究中，已经提出了用于高质量计算机 X 线断层扫描的另一种可选择的检测器的使用。研究结果建议，在用于放射治疗的锥面束计算机 X 线断层扫描系统中使用这些检测器是具有巨大潜力，并且能够用于诊断和干预计算机 X 线断层扫描成像技术，其将利用锥面束计算机 X 线断层扫描的全 3-D 性能。

[0103] 在预先获得的相对于锥面束计算机 X 线断层扫描系统 300 的积极的结果的基础上，构想出了用于在医用直线加速器上引导放射治疗的平板基于成像器千伏电压锥面束计算机 X 线断层扫描装置的若干实施例。例如，图 17(a)-(e) 和图 18 是壁装式锥面束计算机 X 线断层扫描系统 400 的一个实施例的图表和示意图。锥面束计算机 X 线断层扫描系统 400 包括：X 射线源（诸如 X 射线管）402，以及安装于台架 406 上的平板成像器 404。X 射线管 402 产生锥面或角锥形式的 X 射线束 407，所述 X 射线束 407 具有从 30KeV 到 150KeV 的能量范围，最好是 100KeV。平板成像器 404 使用非晶体硅检测器。

[0104] 可将系统 400 改装到现有的或新型放射治疗系统 700 上，所述系统 700 包括独立的放射治疗 X 射线源（诸如线性源）409，所述线性源 409 在高于 X 射线管 402 的功率电平下工作，以便对患者的靶区进行治疗。所述线性源 409 产生 X 射线束或粒子 411，诸如光子

或电子,所述 X 射线束或粒子 411 具有从 4MeV 到 25MeV 的能量范围。系统 400 还可包括成像器(未示出),所述成像器与线性源 409 对齐,其中患者处于两者之间。成像器根据穿过患者的射束 411 的残余形成患者的投影图像。应该注意的是 X 射线源 402 和 409 可为独立的并包含在同一结构中,或者可使 X 射线源 402 和 409 组合为一个源,所述源可产生不同能量的 X 射线。

[0105] 如图 17(a)-(e) 和图 18-19 所示的,可将平板成像器 404 安装于医用直线加速器 409 的台架 406 的平坦、环形可转动的鼓轮 408 的表面,其中由 X 射线管 402 所产生的 X 射线束 407 近似于与由放射治疗源 409 所产生的治疗射束 411 垂直。由成像器支撑系统 413 完成平板成像器 404 的固定,所述成像器支撑系统 413 包括形成三脚架的三个 1m 长臂 410、412 和 415。侧臂 410 和 415 在形状上彼此相同,并且具有连接于 A×95 牵索枢轴 417 的端部,又用螺丝使所述枢轴 417 连接于安装座 414,如图 18 和图 19(a)-(b) 中所示的,将所述螺丝旋拧在各自对齐的枢轴 417 中的螺纹孔与板 433 和 435 的螺纹孔 425 和 431 中。如图 17(b) 和 18 中所示的,用于臂 410 和 415 的安装座 414 沿线段 419 彼此对准,所述线段 419 包含于平面 421 中,所述平面 421 与包含平板成像器 404 的平面平行,并与所述平面错开大约 30cm。安装座 414 彼此相隔大约 70cm 并相对于平分成像器装配台 423 的一个平面对称布置,所述成像器装配台 423 以从放射治疗源 409 处 270° 连接于鼓轮 408。

[0106] 如图 18 和图 19(a)-(b) 中所示的,通过将螺纹凸出部分 418 插入到穿过鼓轮 408 而形成的开口 437 中使每个安装座 414 与鼓轮 408 的端部 416 连接。一经插入,通过将螺母 420 拧紧在螺纹凸状部分 418 上而使得螺纹凸状部分 418 与鼓轮 408 连接。臂 410 和 415 的另一端与 A×95 牵索(Guy)枢轴 422 连接,所述 A×95 牵索枢轴 422 连接于 3/8 英寸厚的铝方板 424 的后部,所述铝方板 424 用螺栓(未示出)连接于平板成像器 404 的后部。

[0107] 如图 17(d)-(e) 中所示的,平板成像器 404 相对于板 424 具有两个预置位置。如图 17(d) 中所示的,平板成像器 404 相对于臂 412 的端部居中。为了提供更大的视场,可使用如图 17(e) 中所示的偏移平板成像器 404,其中用螺栓使成像器 404 连接于板 424 的一侧。应该注意的是,可使用机动系统使得平板成像器 404 相对于板 424 移动,以便于提供一种改变锥面束计算机 X 线断层扫描系统的视场的简单方式。

[0108] 中心臂 412 还连接于鼓轮 408 和平板成像器 404。中心臂 412 具有连接于 A×95 牵索枢轴 427 的一个端部,所述 A×95 牵索枢轴 427 又与如图 17(b) 和 18 中所示的形成于鼓轮 408 上的带头的、三角形的加强板 426 连接。所述板 426 距离转动轴 428 大约 433.8mm,所述转动轴 428 和成像系统 400 的等角点 430 交叉。中心臂 412 的第二个端部通过 C×95A 直角接头 425 连接于板 424。

[0109] 如图 17(b) 和 18 中所示的,臂 412 的端部沿直线放置,所述直线是线段 419 的中垂线,并且从台座 414 之间的中点处径向分开,所述中点是以大约为 30cm 的距离 D 沿线段 419 所确定的。

[0110] 如图 17(b) 和 18 中所示的,臂 410、412 和 415 的另一个端部与板 424 连接,使其位于距离板 434 的后端 429 大约 20cm 处并位于板 434 的左右边缘的中间。

[0111] 臂 410、412 和 415 一经连接于鼓轮 408 和板 424,所述臂就可以枢转,以使得平板成像器 404 移动到一个位置,所述位置即,其后端距离等角点 430 大约 600mm 的距离 L。成像器支撑系统 413 的一个优点是它可用于改装现有的独立射线治疗装置,这样所述独立射

线治疗装置具有使平板成像器连接于其上的能力。成像器支撑系统 413 是非常刚性的,也就是说,具有恒定的张力和压力,这会减少成像器 404 的移动并因此产生更清晰的成像数据。

[0112] 应该注意的是,还可将 X 射线管 402 改装到现有的独立治疗装置上,使其相对于平板成像器 404 放置。如图 17(a)-(e) 中所示的, X 射线管 402 连接于管支架 440, 所述管支架 440 由一对前后表面 442 和 444 以及一对侧表面 446 组成。在管支架 440 的内部中支撑有多片式准直仪 448。每个前后表面 442 和 444 都包括三个开口 450、452, 所述开口 450、452 彼此对齐并接收三个圆柱形支撑臂 454, 所述圆柱形支撑臂 454 与用螺栓固定于鼓轮 408 的轴承箱 456 连接。管支架 440 和 X 射线管 402 能够沿着支撑臂 454 滑动。应该注意的是, 电缆支架 458 横跨管支架 440 与轴承箱 456 之间, 并且电缆支架 458 包含操作 X 射线管 402 所需的电线。

[0113] 在图 20(a)-(b) 中示出了用于图 17 平板成像器 404 的可选成像器支撑系统。具体地, 图 20(a)-(b) 中所示的成像器支撑系统 507 包括一个单独的枢转臂 510, 所述枢转臂 510 的一个端部 511 枢转地连接于放射治疗源 409 的下角。臂 510 的另一个端部 512 枢转地连接于平板成像器 404 的一个端部。从图 20(a) 的内缩位置到图 20(b) 的打开位置, 臂 510 和平板成像器 404 是可移动的, 反过来也是一样的。可人工地或通过马达驱动所述臂 510 和平板成像器 404 的移动。

[0114] 应该注意的是, 当使用成像器支撑系统 507 时, 为了简化支撑结构并减少整个系统的机械组成, X 射线管 402 与放射治疗源 409 的第二个下角连接。X 射线管 402 的位置还减少了对接近患者的医护人员之间的妨碍。应该注意的是, 在本实施例中, X 射线管 402 到转动轴 428 之间的距离无需与放射治疗源 409 到转动轴 428 之间的距离相等。根据所期望的锥面束计算机 X 线断层扫描成像的视场, 图 20(b) 中所示的臂 510 的扩展量将改变。应该注意的是, 如果将结构设计为十分精密, 台架转动过程中在或不在图像获得期间臂 510 都可移动, 以使得成像器 404 可动态地避免与患者或诊治台之间的潜在的由转动引起的碰撞。放射治疗源 409 的头部可改变成可以在成像器侧部上提供辅助铅屏蔽, 以便于限制对于位于图 20(a) 的内缩位置中的成像器 404 的辐射引起的损害。这将增加成像器 404 的使用寿命。

[0115] 在图 21(a)-(b) 中示出了用于图 17 平板成像器 404 的第二个可选成像器支撑系统。具体地, 图 21(a)-(b) 中所示的成像器支撑系统 607 包括一个单独的 C 形臂 610, 所述 C 形臂 610 与臂支架 611 连接, 所述臂支架 611 连接于放射治疗源 409 的前部或后部。在 C 形臂 610 的一个端部连接有 X 射线管 402, 在其另一个端部连接有平板成像器 404。可人工地或通过臂支架 611 中的马达驱动所述 C 形臂 610, 以使得 X 射线管 402 和平板成像器 404 可沿弧形移动。

[0116] 应该注意的是, 在本实施例中, X 射线管 402 到转动轴 428 之间的距离无需与放射治疗源 409 到转动轴 428 之间的距离相等。臂 610 无需是弧形或环形的。臂 610 的转动轴也无需与放射治疗源 409 的转动轴 428 重合, 这允许在不改变 C 形臂 610 的半径情况下将同一装置安装于具有不同的面 - 等角点距离的机器上。

[0117] 图 21(a)-(b) 的 C 形臂 610 的使用, 考虑到了在获得锥面束计算机 X 线断层扫描图像中的许多灵活性。例如, 通过只使得台架 406 的鼓轮 408 转动可获得图像数据。在第

二种方式中通过使 C 形臂 610 在环形路线中与台架 406 无关地移动可获得图像数据。通过使 C 形臂 610 与鼓轮 408 协作以沿环形路线产生图像可获得图像数据, 这样采集的角度范围增加了, 并且解决了台架的角速度的不稳定性。成像的第四种方式涉及转动鼓轮 408 并绕着台架 406 上的安装点枢转 C 形臂 610, 所述台架 406 带有正弦图案以产生非圆形轨道, 所述轨道包含圆周表面上的正弦轨迹。这样的非圆形轨道允许通过满足的 Tuy 条件产生更完整的图像重构。

[0118] 图 22 示出了便携式锥面束计算机 X 线断层扫描系统 700。在该实施例中, 系统 700 位于移动式平台 702 上, 这样可使它相对于患者 441 移动, 所述患者 441 位于相对于转动的放射治疗源 409 (未示出) 的诊治台上。锥面束计算机 X 线断层扫描系统 700 包括 X 射线源, 诸如位于 C 形臂 704 的一侧上的 X 射线管 402, 以及位于 C 形臂 704 的另一相对侧上的平板成像器 404。当在运转中时, C 形臂 704 可绕着两个转动轴转动。可使系统 700 移动到放射治疗系统 (未示出), 并且可将系统 700 用于产生帮助所述放射治疗系统对准的图像。

[0119] 在清楚了对于锥面束计算机 X 线断层扫描系统 400 和图 18-22 中所示的图像支撑系统的各个实施例的上述描述后, 下面将描述系统 400 的操作。在随后的描述中, 放射治疗射束 411 的名称“形状”可理解为是指在垂直于射束方向射束的平面中的射束空间分布或是指在通过某些射束限制器传输后的射束的调频。单词“计划图像”是指在用于放射治疗计划的治疗施予以前锥面束计算机 X 线断层扫描系统 400 所获得的患者的图像。单词“限定的计划组合”是指用于指定患者的多个放射治疗计划, 其中令病灶的位置和 / 或方位的扰动与计划图像中相比较来计算每个放射治疗计划。例如, 一个受限定的计划组合可以被这样计算, 其中每个计划对应于绕着 y 和 z 轴的病变的不同值。

[0120] 锥面束计算机 X 线断层扫描系统 400 最好包括如图 23 (a)-(d) 中任何一个所示的 X 射线管 402 和平板成像器 404, 能够形成处于治疗状态下的诊治台上的患者的 3-D 图像。可操作 X 射线管 402 以产生 X 射线 407 的脉冲的或连续的射束。平板成像器 404 包括包含用于以下用途的机制的成像像素的主动矩阵: 1.) 将入射的 X 射线转换为电荷 (例如, 在每一像素与光学敏感元件结合的闪烁器, 或光电导体); 2.) 在每一像素汇集并储存电荷 (例如, 位于每一像素的光电二极管的电容、电容器等等; 以及 3.) 在装置外部读出电荷 (例如, 在每一像素的薄膜晶体管开关, 其带有相关的开关控制线和读出线)。X 射线管 402 和平板成像器 404 最好关于患者的纵轴沿圆形轨道 (或其变型) 移动。取决于采用图 18-22 中哪个成像器支撑系统, 如图 23 (b) 所示的, 成像器支撑系统应该调节在 x 和 / 或 z 方向上的偏移。应该注意的是, X 射线管 402 和 / 或平板成像器 404 在 x、y 和 / 或 z 方向上的组合移动被称为轨迹, 并且可以是绕着患者的环形, 或非环形, 例如, 包括线形、正弦形、环形和 / 或随机路线的一些组合。例如, 在源 402 和成像器 404 相对于彼此独立地移动的情况下, 源 402 可在受圆柱形表面限制的正弦形或锯齿型路线上移动, 而成像器 404 在圆柱形表面上沿环形路线移动。在该情况下, 虽然允许源 402 和成像器 404 的独立移动, 准直仪实时地调整辐射场的形状, 以使其限定于成像器 404。

[0121] 锥面束计算机 X 线断层扫描图像获得包括多个 2-D 图像的获得, 其中每个图像最好对应于相对于患者 441 的 X 射线束 407 和平板成像器 404 的不同方位, 例如, 如图 23 (d) 中所示的, 其中 X 射线管 402 和平板成像器 404 关于患者 441 往复移动环形或非环形路线。应该注意的是, 最好在治疗位置采集位于诊治台上的患者的锥面束计算机 X 线断层扫描图

像,并刚好在治疗施予以前。在图 24 中示出了包含在用于锥面束计算机 X 线断层扫描图像采集优选方法中的程序,在概念上分成了各种脱机和在线程序,以及用于 2-D 图像采集和 3-D 图像重构的机制。

[0122] 在图 24 中示意性示出的脱机程序包括在没有 X 射线辐射下(称为暗视场)和有均匀 X 射线辐射下(称为明视场(flood field))所采集的多个 2-D 图像的采集。这样的暗视场和明视场是用于在成像系统中校正由于像素操作上的不均匀性和响应特性而产生的固定的不均匀性。还包括用于在 2-D 图像中识别和校正缺损的像素的结构(例如,识别异常像素坐标的像素故障图,以及对于相应的像素值的滤波器的应用)。第三,最好使用如下所述的轨迹非理想性校正的确定和程序。

[0123] 在图 24 中示意性示出的在线程序包括:1.) X 射线管的控制和监测;2.) 由 X 射线管 402 和平板成像器 404 经过的轨迹的控制和监测(例如,通过转动台架 406);以及 3.) 平板成像器 404 的控制和读出。X 射线源 402 以脉冲或连续的方式产生 X 射线,输出监测器监测 X 射线管输出的幅值变化,所述输出监测器最好包括对辐射敏感的电子装置,诸如放在 X 射线管准直仪装置中的二极管。或者,可将输出监测器放在 X 射线管 402 外部的一个位置,所述位置使其可确定 X 射线管输出中的变化,或者可用平板成像器 404 上的像素测量所述输出,因此这些像素在多个 2-D 投影图像中不会被患者所封闭。最好通过计算机控制的台架 406 的转动来控制 X 射线管 402 和平板成像器 404 关于患者的轨迹,所述台架 406 与获得各个 2-D 图像的台架角度的精确测定结合。对于其中 X 射线管 402 和平板成像器 404 不都是安装于诊治台架 406 上的实施例(诸如图 22 的便携式的实施例)来说,采用了用于测定和记录用于各个 2-D 图像的这两个分量的相似的结构。第三,通过控制/采集用计算机从平板成像器 404 中读出多个 2-D 图像。平板成像器 404 的读出最好与 X 射线管 402 的操作同步,以及与 X 射线管 402 的转动和平板成像器 404 的支撑结构同步,诸如先前参照图 18-22 所描述的。X 射线曝光的定时、台架转动以及平板成像器 404 的读出最好通过以下方式同步:1.) 控制/采集用计算机;或 2.) 外部触发机构(选通源),诸如用于主动(active)呼吸选通的装置、心电选通等。对于前者的情况,优选实施例包括计算机控制的:1.) X 射线源 402 产生的 X 射线脉冲;2.) 台架转动(例如,以  $1^{\circ} \sim 360^{\circ}$  递增);以及平板成像器 404 的读出(例如,在与 X 射线管输出和台架转动的限制一致的读出速度下)。对于后者的情况,为了减少图像重构中的器官移动的有害影响,优选实施例使得选通源触发器 X 射线生产、台架转动以及平板成像器 404 的读出是与患者 441 中的解剖结构的运动同步的方式。

[0124] 优选实施例包括一种用于高速锥面束计算机 X 线断层扫描图像重构的机构(重构装置)。通过暗视场和明视场校正首先处理多个 2-D 投影,非理想性轨迹的测定(下面)、管输出的变化和台架转动与所处理的 2-D 投影一起用于形成患者 441 的 3-D 锥面束计算机 X 线断层扫描图像重构。在本领域中已知有多种锥面束重构技术,包括锥面束滤波反投影。然后将该锥面束计算机 X 线断层扫描图像制成可用于在线治疗计划的系统。

[0125] 在 2-D 图像采集和损害位置误差的校正之间的间歇中,最好用定期射线照片监测患者 441,所述定期射线照片是用平板成像器 404 在一个或多个台架角度所获得的。在该优选实施例中,为了提供针对患者 441 的段间运动的检查,分析这些监视器射线照片(例如,通过不同图象的计算)。

[0126] 优选实施例包括用于损害位置误差的校正的计算机控制的诊治台 443。诊治台



443 最好允许患者 441 沿 x、y 和 z 方向平移同时绕 x 轴转动。对于一个实施例来说绕 y 轴（倾斜）和 z 轴（转动）转动是可以的，所述实施例中通过这样的移动校正损害位置误差（与通过从限制计划组中选择适当的 RTP 对这种误差的校正相反），假定由于台架的作用，提供这样的移动不会导致病变 444 的位置 / 定向中的不确定性。此外，最好用无线电半透材料构成诊治台 443，这样诊治台 443 不会对锥面束计算机 X 线断层扫描图像的采集明显干扰。

[0127] 优选实施例包括一种用于放射治疗施予系统校准的方法，所述施予系统是用包含放射治疗源 409、校准结构诸如多片式准直仪，以及成像器 446 的放射治疗系统构成的。所述成像器 446 位于与连接于放射疗法台架 406 的支撑臂上的放射治疗源 409 相对的位置，并且在该优选实施例中采用平板成像器 404 来形成高能射束 411。如图 25 中所示的，校准方法最好使用嵌在有机玻璃立方体 450 中并位于相对于台架转动的等角点 430 的已知位置的参照 BB448。所述立方体 450 被精确标准，并在立方体表面投影出立方体内等角点的位置进行标记。当台架转过  $360^\circ$  时（最好是顺时针和逆时针的）用放射治疗源 409 和成像器 446 以角增量形成参照 BB448 的图像。在每个图像中，最好通过自动化矩心计算定位参照 BB448，并且通过最大信号陡度的计算定位多片式准直仪的每个片的边缘和准直仪的边缘。在减去来自于测定的偏转的额定振幅的正弦波以后，剩余误差表示叶定位的不完全性。接着这些剩余误差可包含于多片式准直仪的控制器中并被校正出。一种替换方法是修改计划系统以产生“校正的”叶位置。在校正化以后，在治疗室中患者定位激光器被调整到位于有机玻璃立方体上的激光器对准标记组。

[0128] 该优选实施例还包括校准器，所述校准器使得锥面束计算机 X 线断层扫描成像几何形状相对于放射治疗源 409 标准化。最好在不移动参照 BB448 的情况下，紧接着多片式准直仪叶片的校准执行锥面束计算机 X 线断层扫描成像几何形状的校正。用 X 射线管 402 和平板成像器 404 执行同样的程序；然而，在该情况中，剩余值用于调整重构程序中的反投影轨迹。最好用 3-D 形心算法分析 BB448 的图像，作为从形心的简单偏移来计算等角点 430 的位置。因此可在 3-D 锥面束计算机 X 线断层扫描图像的矩阵中明确地识别等角点 430。

[0129] 在优选实施例中，锥面束计算机 X 线断层扫描系统 400 和放射治疗施予系统的交叉校准可用一种机构（放射模拟器）测试，用于组合的几何形状和放射剂量测定。所述放射模拟器最好包括充满水的或与水等量的体积，其中放射剂量测定嵌入物严格地位于各个位置上。所述剂量测定嵌入物最好包括下列之一：1.) 电子辐射剂量器的检测器矩阵，或 2.) 一定量的对辐射敏感的凝胶辐射剂量器。在前者的情况中，辐射剂量器是嵌在与水等体积的嵌入物中并被对称布置以便于在计算机 X 线断层扫描图像中明确地识别；此外，每个辐射剂量器都足够小以便于对其它检测器的剂量测定产生可识别的影响。最好用以下方法中任一种获得来自于辐射剂量器矩阵的电子信号：1.) 通过记录来自于所有检测器的信号以及与计算结果对比可测试完全施予的放射量测定，从而提供施予的点剂量核定以及常规预防治疗的质量保证；和 / 或 2.) 可通过当片的几何边缘可被推断时记录检测器的放射剂量以及计划系统剂量计算结果进行比较来测定结合的成像和施予系统的精度和准确性。最好通过移动体积内的放射量测定嵌入物的位置在该系统中对于所有片进行该测试。在对辐射敏感的凝胶放射量测定器的情况下，利用给定的治疗方案施予的 3-D 剂量分配测量可被定量评价。

[0130] 该优选实施例还包括描绘靶区紧接着获取在治疗位置的在诊治台 443 上的患者 441 的锥面束计算机 X 线断层扫描图像。例如,可通过描绘在横向、矢向、冠状和 / 或斜向片层的组合中的结构的轮廓进行靶区 / 病灶 444 和 / 或周围结构的定位。或者,利用如在本领域已知的一种自动化定位运算法则描绘靶区 / 病灶 444 和 / 或周围结构。在这种手段中,限定在计划图像中的靶区 / 病灶 444 重叠在一个给定的在线锥面束计算机 X 线断层扫描图像上,并且例如以一种与计划图像相比能够使像素值的标准偏差达到最小的方式平移和转动参照的靶轮廓来使这些图像配合。在计划图像中,骨骼结构被限定,并且使在骨骼结构上的在线锥面束计算机 X 线断层扫描图像与计划图像配合(都以校准的等角点位置)来确定骨骼组织的姿态误差(转动和平移)。利用使靶区轮廓平移和转动直至它们覆盖一个相同的区域(即,是像素值中的标准偏差达到最小)来使软组织靶相对于骨骼组织的运动量化。

[0131] 利用多种方法或者它们的组合根据锥面束计算机 X 线断层扫描图像数据改变当前阶段的治疗计划,这些方法包括 RTTP 的重新计算、根据以前计算的计划组选择一个改变的 RTTP 和 / 或平移、转动和 / 或患者的角度调节。所选择的方法应该以一种不会导致病灶的位置 / 方位不确定的方式为当前的治疗阶段提供一个修改计划;因此,该方法应该在短时间内完成以使段间组织运动的效果达到最小,并且不应该使患者组织产生很大的变形。基于锥面束计算机 X 线断层扫描图像数据的 RTTP 的重新计算应该与这样的时间限制相容。与在锥面束计算机 X 线断层扫描图像中测定的相比,类似的平移、转动和 / 或患者的角度调节不应该例如由于重力效应而干扰患者的组织。

[0132] 该优选实施例需要用于病灶快速定位、适合 RTTP 的选择、放射量测定复查和放射治疗施予系统的指令的移动的流水线路程序。图 26 中示出了用于放射治疗工艺的在线锥面束计算机 X 线断层扫描引导的过程,该图概念性地将所述系统分成:1.) 在线治疗过程;2.) 在先的在线选择和调整;以及 3.) 在线成像和治疗过程。

[0133] 在该优选实施例中的离线治疗过程开始于一个限定有靶区和周围结构的轮廓的,并提供用于靶变形的余量、施予精度、描绘精度的计划图像。根据给定的治疗位置的放射治疗的给定方案进行逆计划,例如多个放射治疗射束 411 从各个角度指向患者 441,并具有靶放射剂量的均匀性以及符合规定的正常组织体积限制。除了该参考计划以外,产生多个附加计划(限制的计划组)作为靶区的各种平移和 / 或转动的函数。最好以每一个可能的平移和 / 或转动的小增量产生计划(例如,靶区围绕 y 轴线的转动)。

[0134] 在用于在线计划选择和病灶定位误差的校正的优选实施例中,在计划图像中的靶区 / 病灶 444 及其与骨骼结构的关系准备象先前一样使用,以及在在线程序之前将限制的计划组转移到放射治疗系统中以核实施予能力。在在线治疗过程中,患者 441 被安置在诊治台 443 上并且处于治疗位置,并且获得上述的锥面束计算机 X 线断层扫描图像。靶区 / 病灶 444 和周围的结构被描绘在锥面束计算机 X 线断层扫描数据中,从而识别靶区 / 病灶 444 相对于在计划图像中的位置和方位平移和 / 或转动。如上所述,可利用计算机控制的诊治台 443 的平移来对所述平移进行调整,可利用从限制的计划组中选择一个适合的计划来对所述转动进行调整。可利用患者 441 在 x/ 或 y 方向上在诊治台 443 上的平移来调节在锥面束计算机 X 线断层扫描图像中所观察的病灶 444 相对于计划图像的平移。利用从先前计算的限制计划组中选择一个最近似等于病灶 444 的测定转动的改变 RTTP 来调整病灶

444 的方位（即，围绕 y 和 / 或 z 轴线转动）。同时，患者 441 的射线照相监测可用于检查患者 441 的段内运动。另外，可获得进行治疗程序之前、过程中和之后的收集锥面束计算机 X 线断层扫描图像，以便在治疗施予过程中提供患者组织位置的准确显示，该显示可被存储以进行离线复查、评价和后续治疗阶段的调整。在向传输施予系统指令后，根据从锥面束计算机 X 线断层扫描图像确定的患者姿态和治疗计划执行治疗计划。

[0135] 上述内容仅是本发明的实施例。本领域普通技术人员很明显地看出，根据附图和权利要求书能够在不脱离如后面的权利要求书所限定的本发明的构思和范围的基础上对其进行各种改进和变型。例如，锥面束计算机 X 线断层扫描系统可适于进行动物测试识别、和非入侵性和非破坏性成分结构测试。

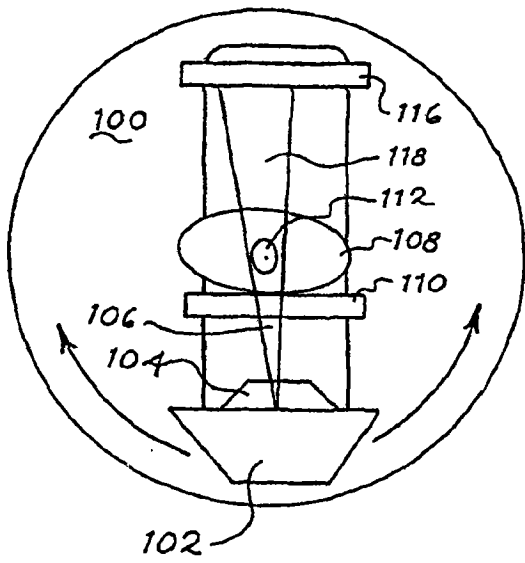


图 1(c)

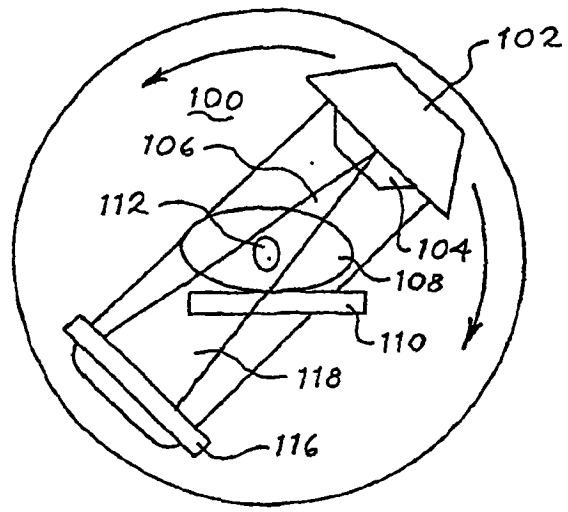


图 1(b)

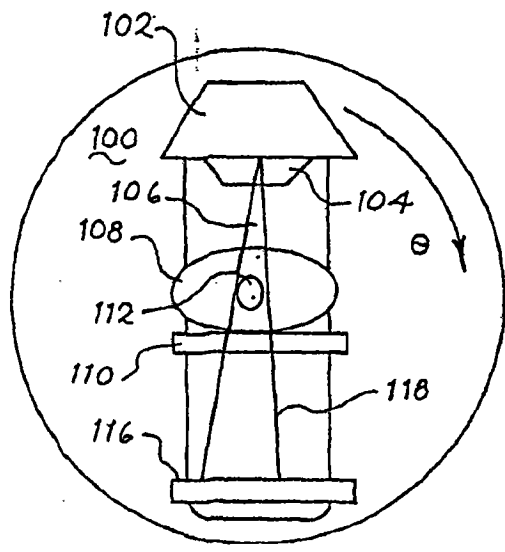


图 1(a)

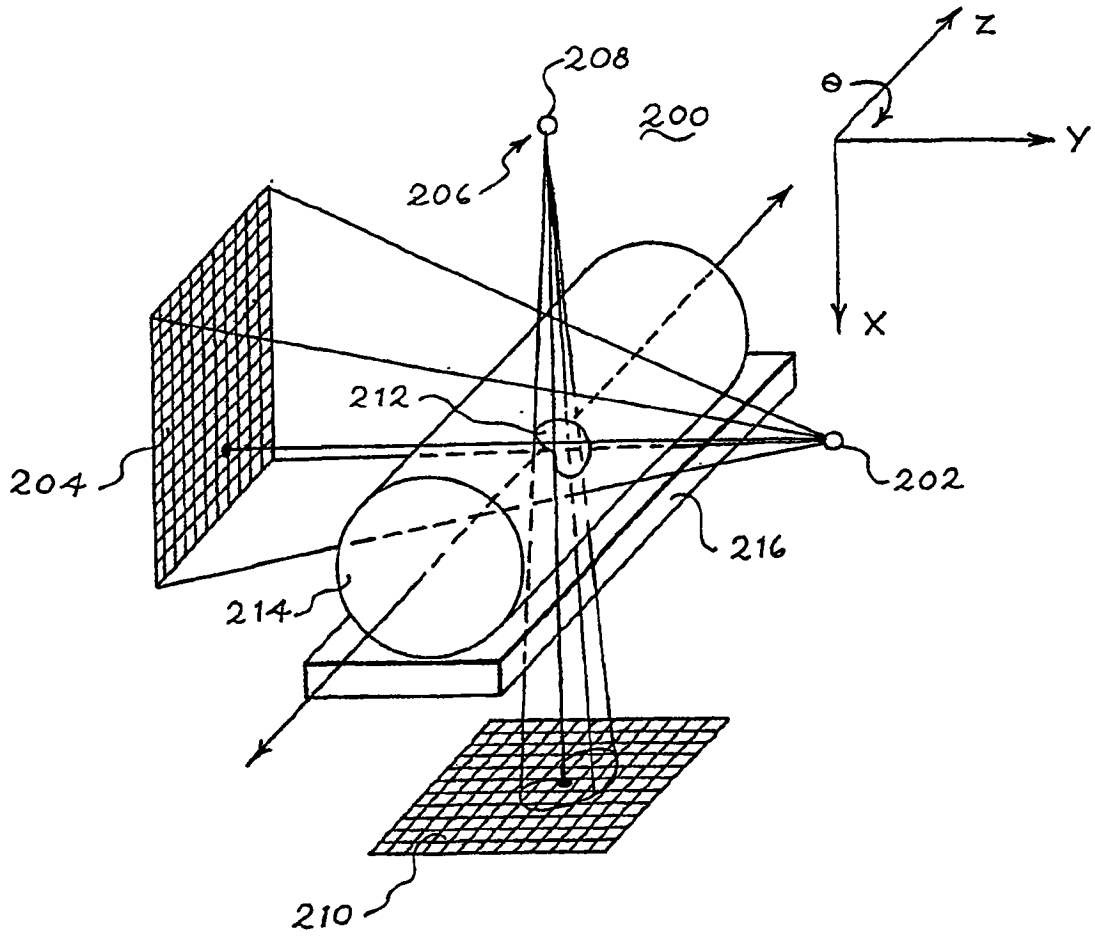


图 2

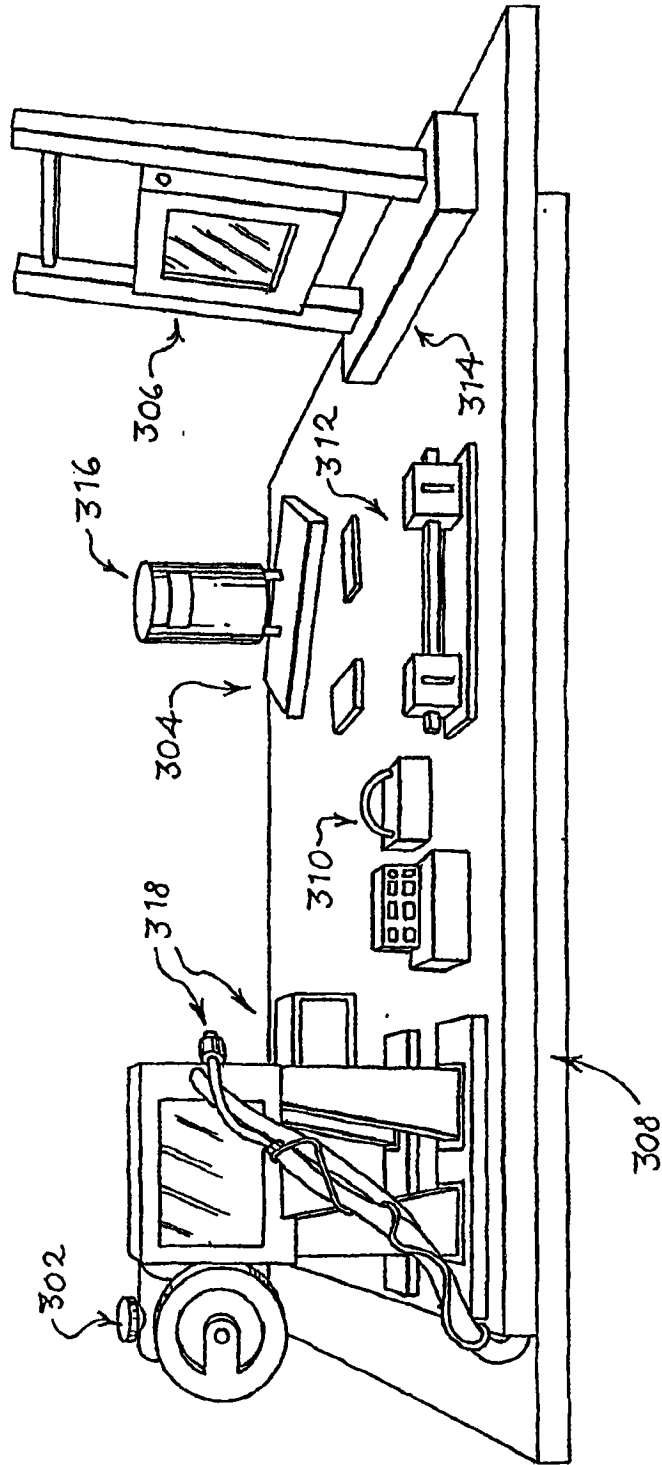
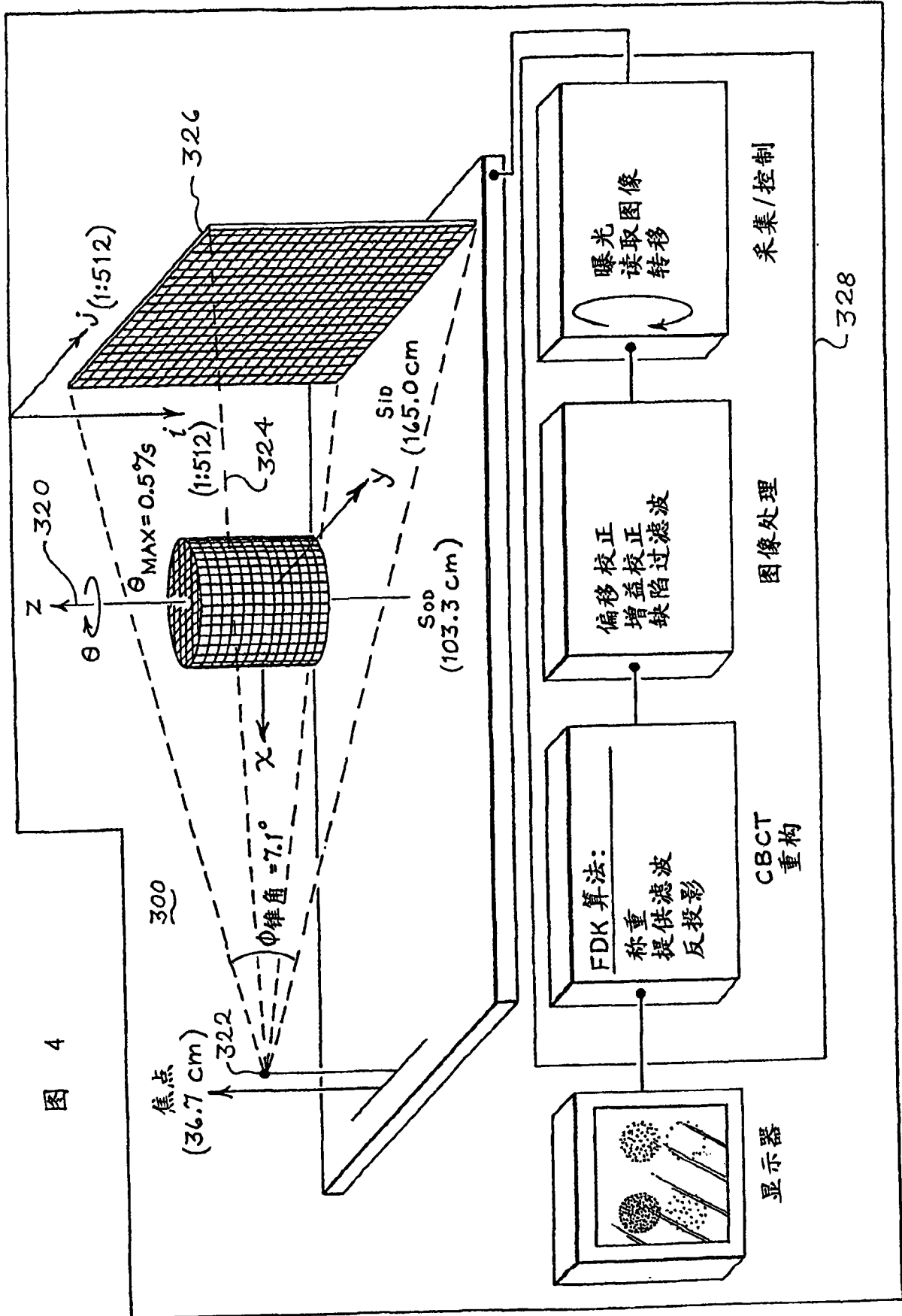


图 3



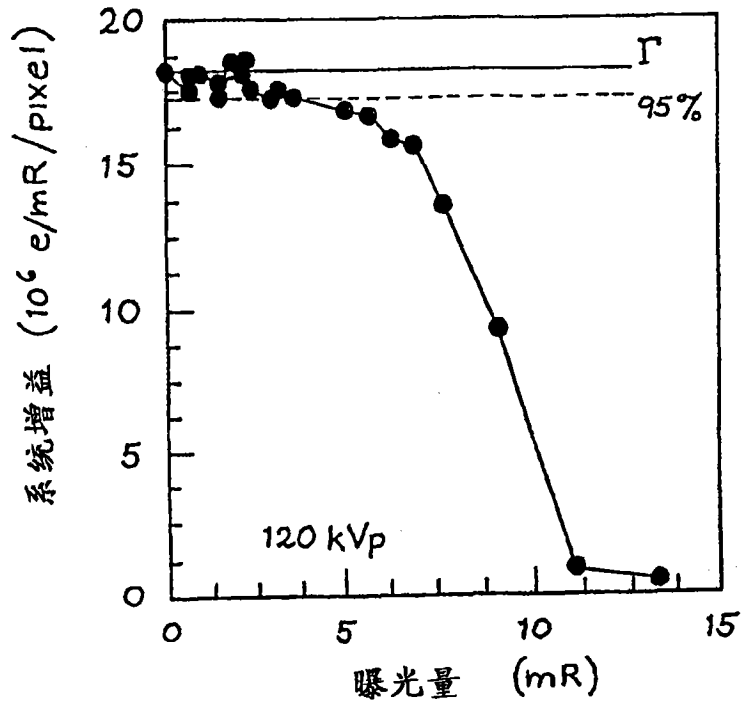


图 5(a)

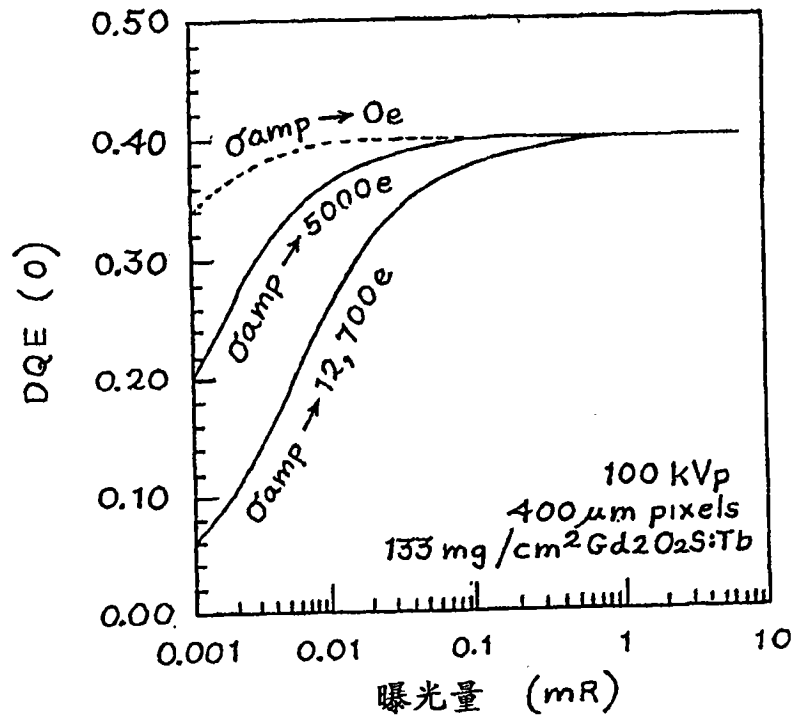


图 5(b)



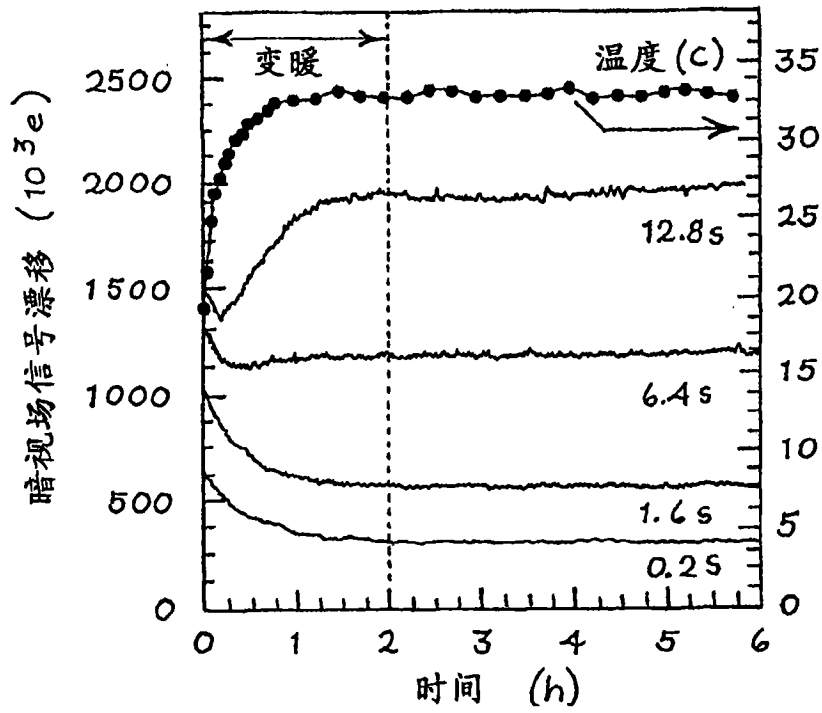


图 5(c)

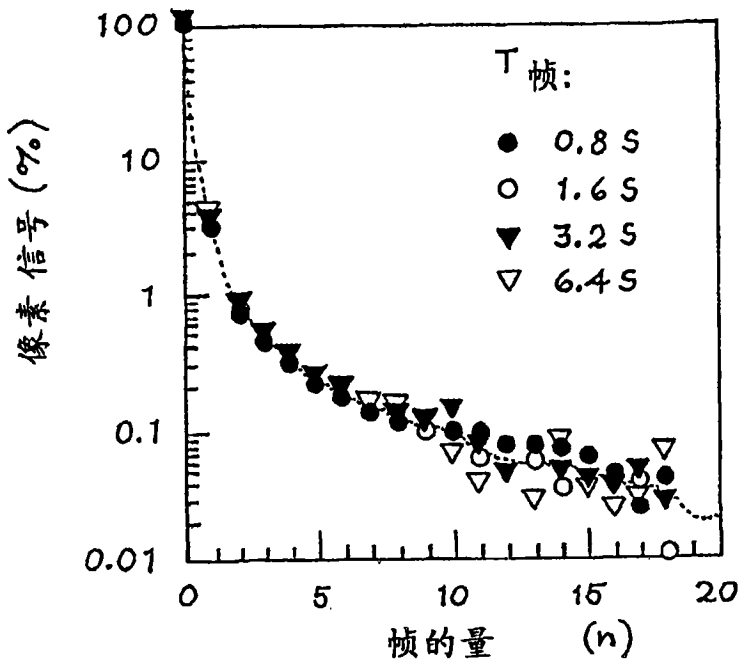


图 5(d)

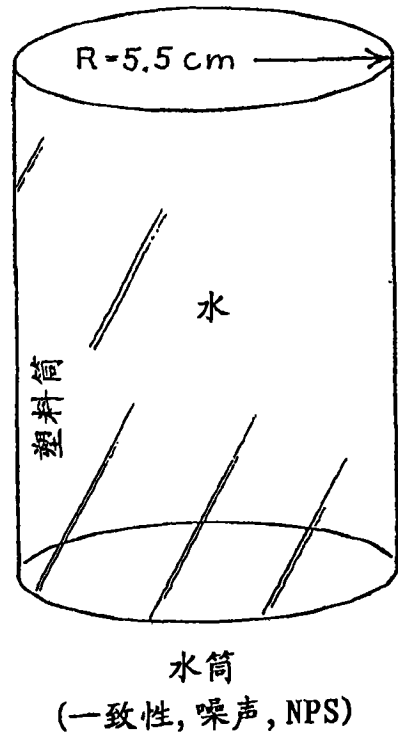
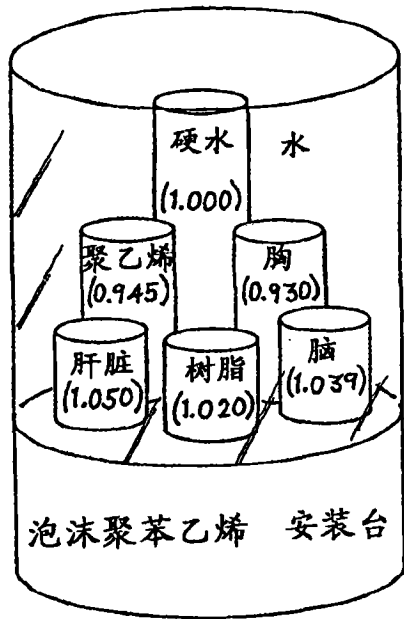
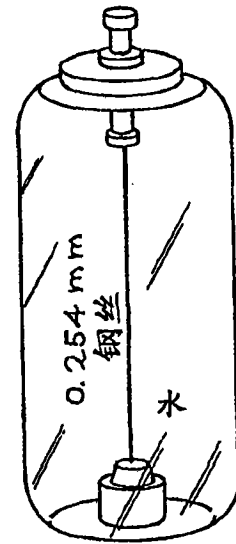


图 6(a)



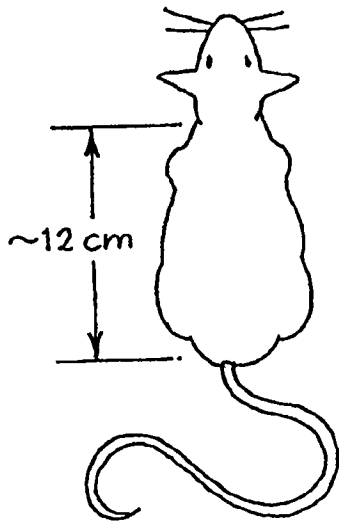
电子密度放射模拟器  
(对比度, CT线性度)

图 6(b)



金属丝放射模拟器  
(空间分辨率, MTF)

图 6(G)



被安乐死的老鼠  
(软组织可见度, 骨骼细节)

图 6(d)

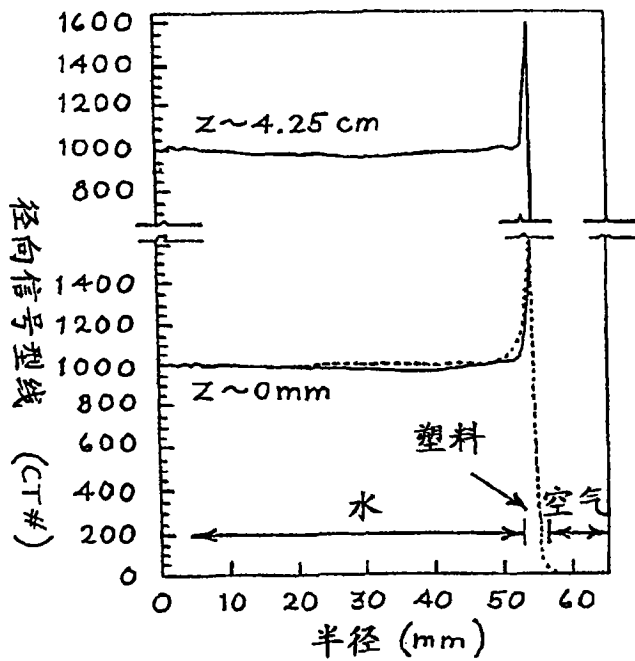


图 7(c)

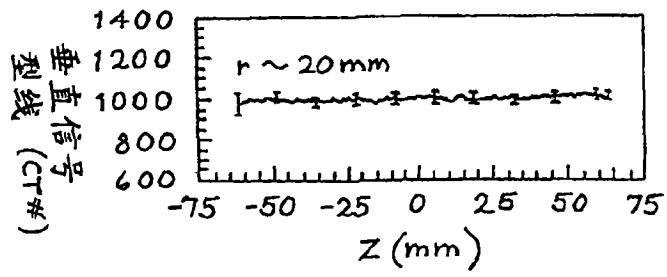


图 7(d)

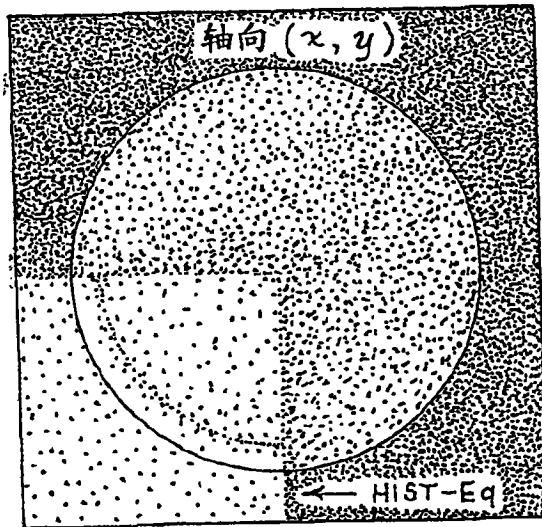


图 7(a)

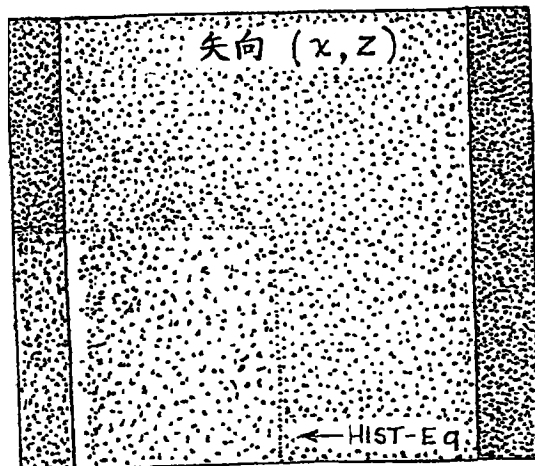


图 7(b)

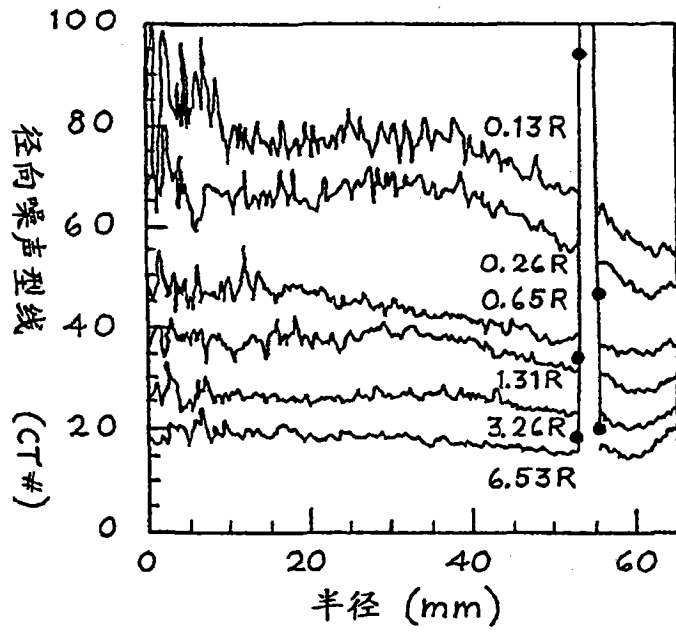


图 8(c)

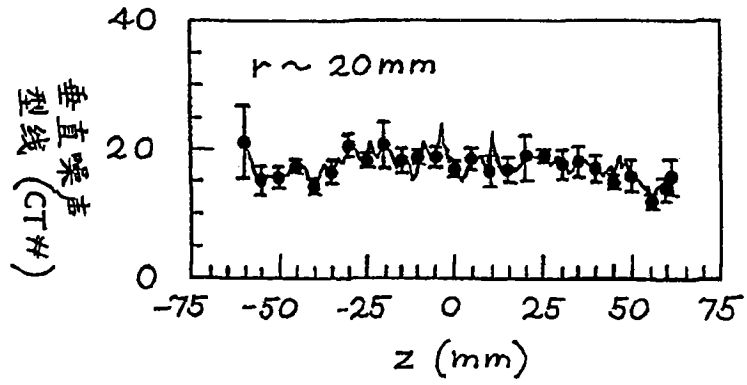


图 8(d)

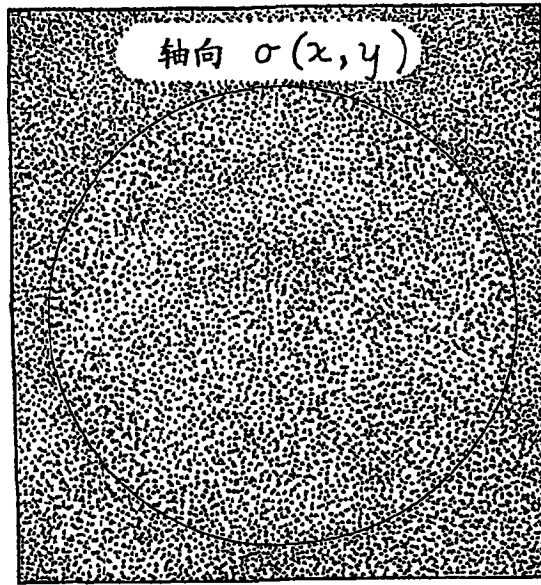


图 8(a)

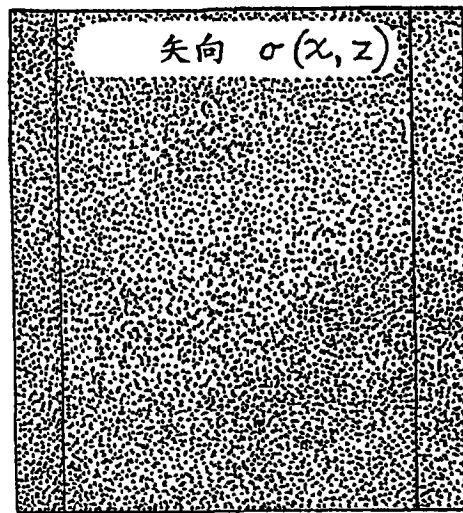


图 8(b)

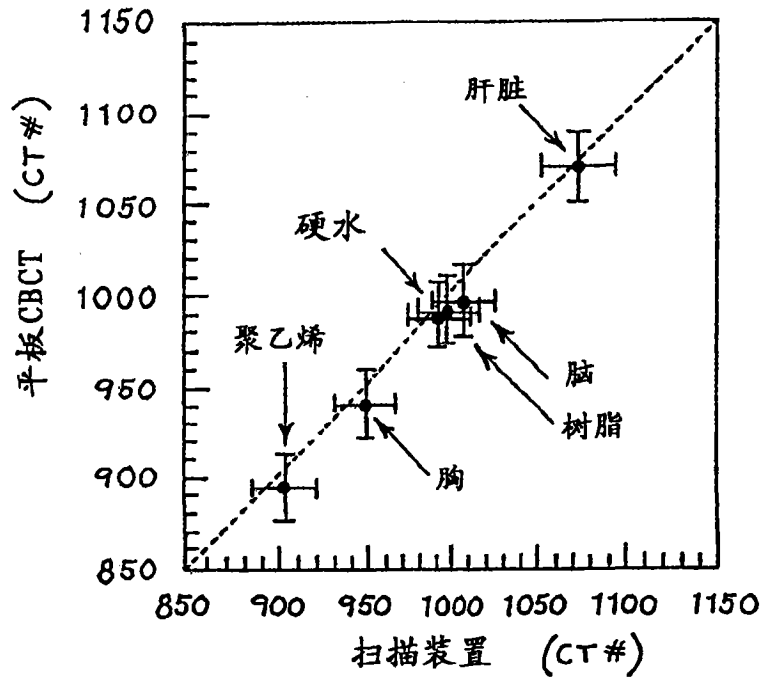


图 9(a)

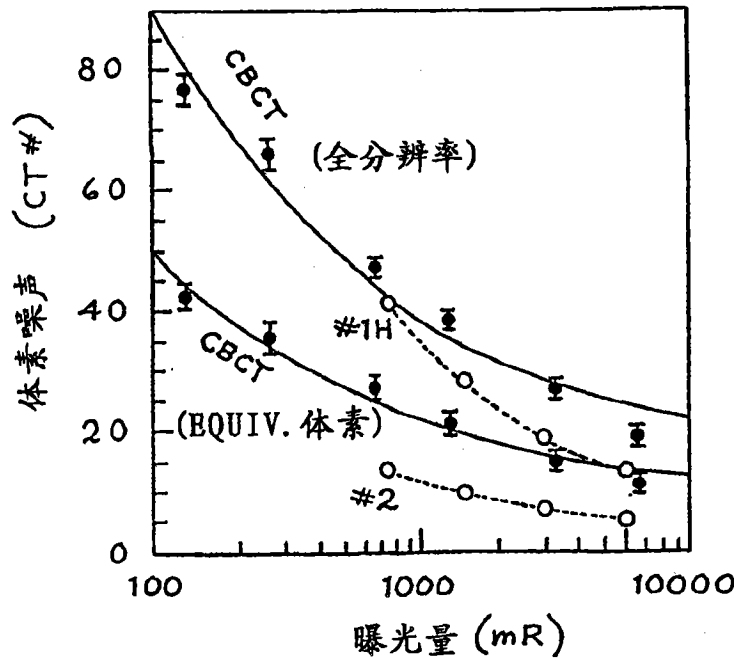


图 9(b)

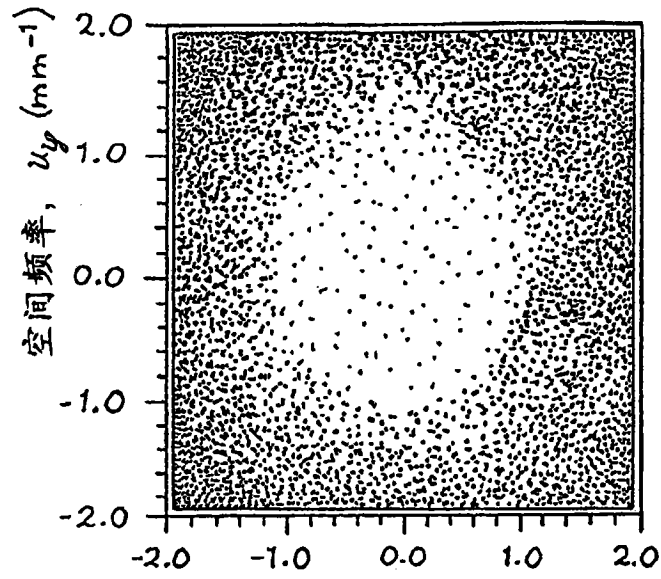


图 10(a)

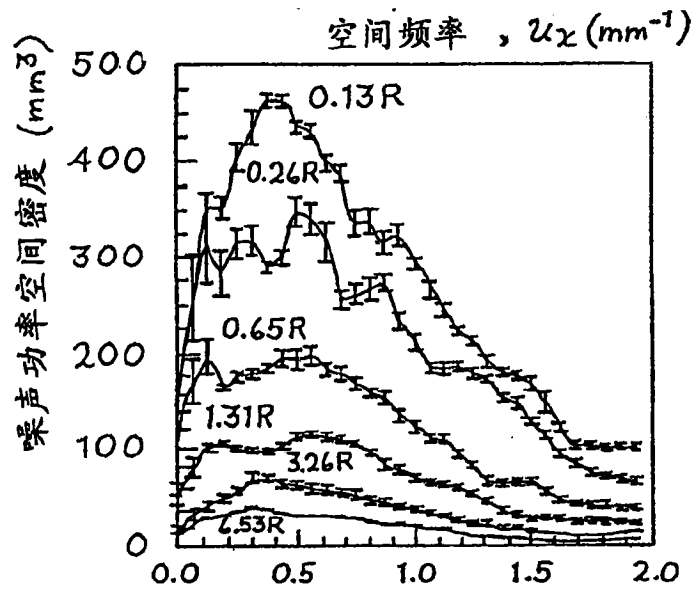


图 10(b)

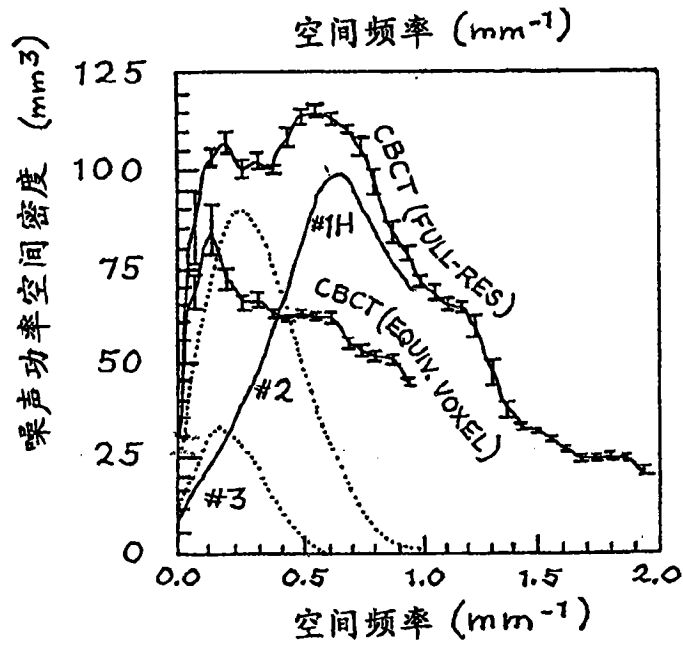


图 10(c)

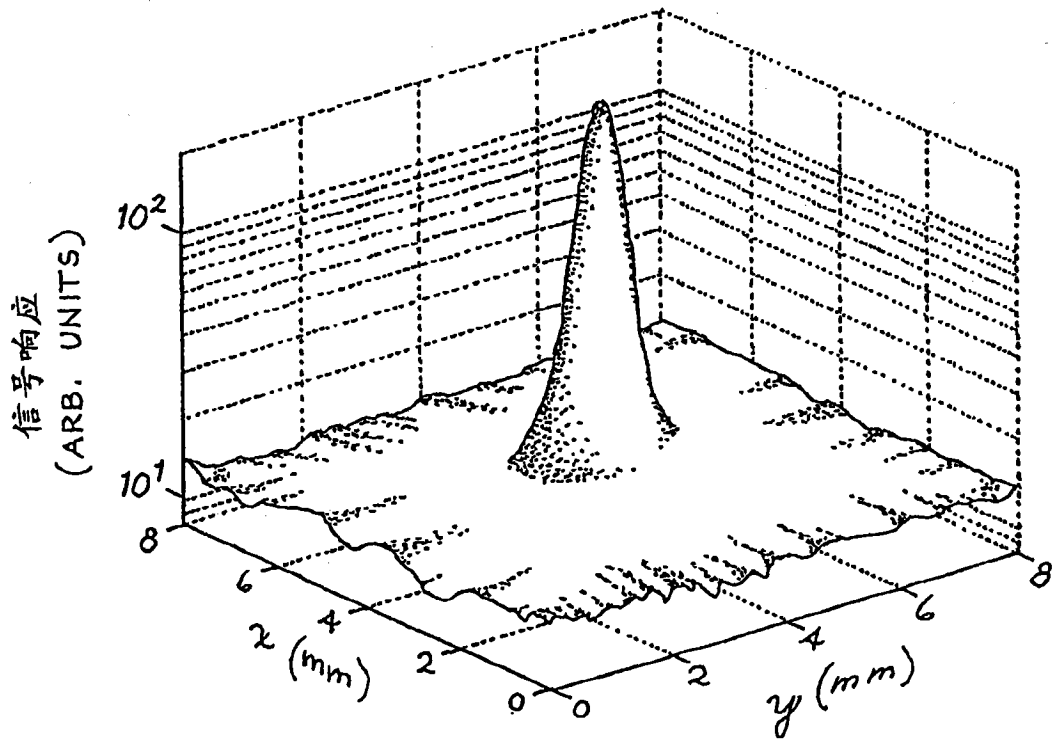


图 11(a)



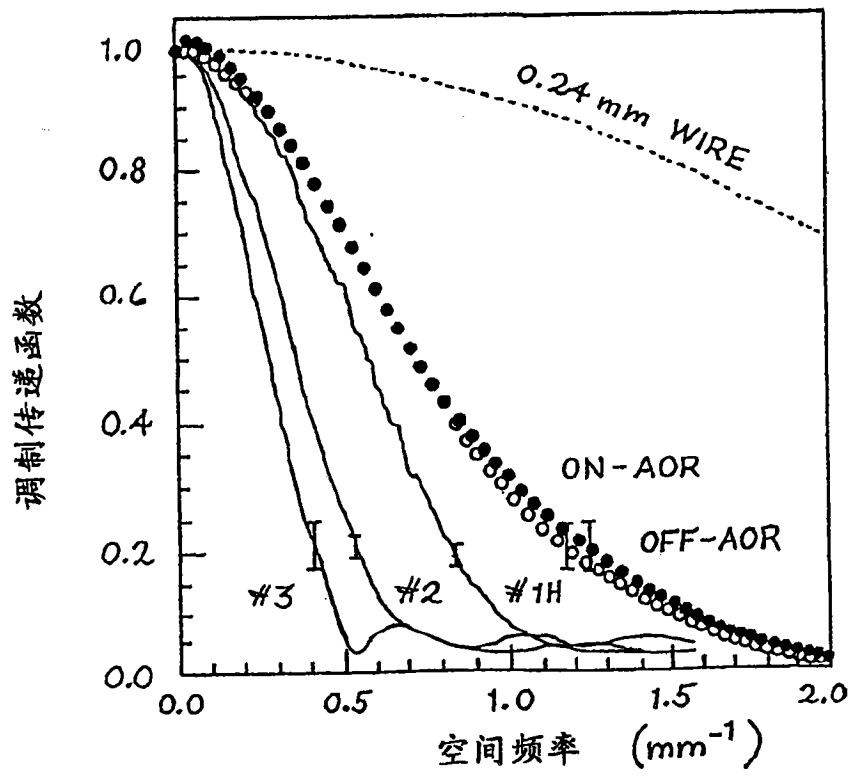


图 11(b)

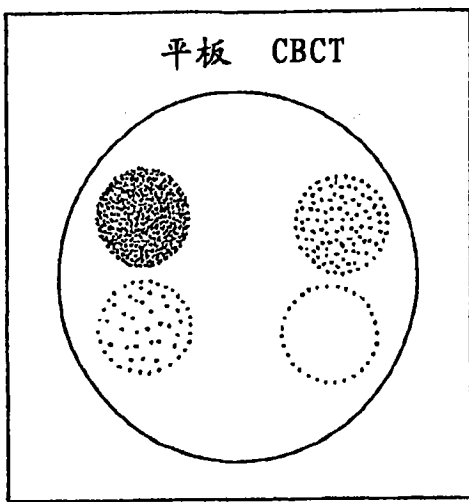


图 12(a)

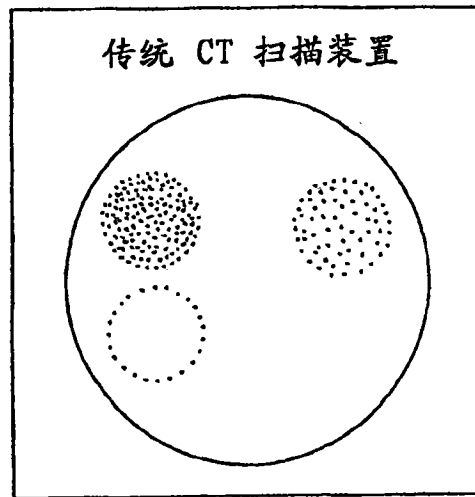


图 12(b)

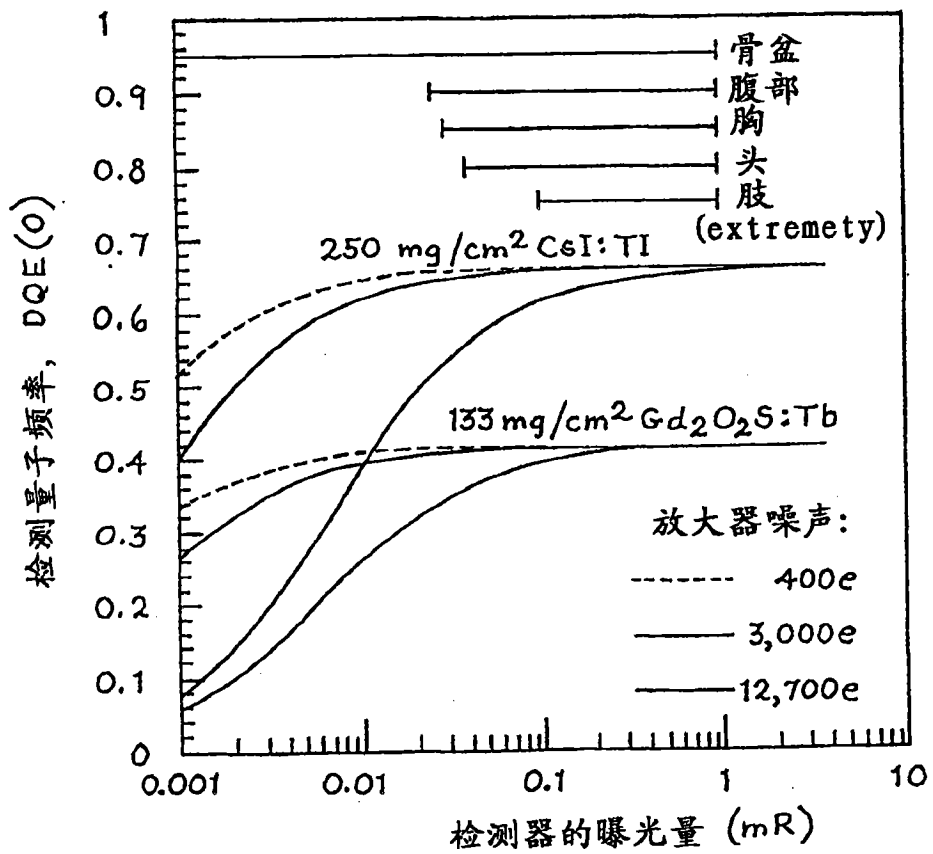


图 16

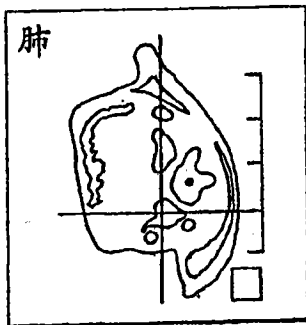


图 13(a)

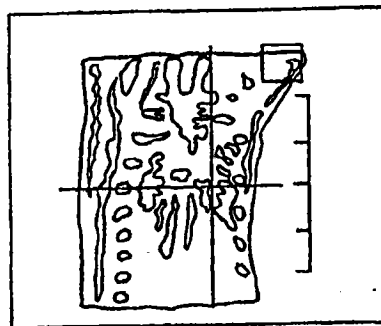


图 13(b)

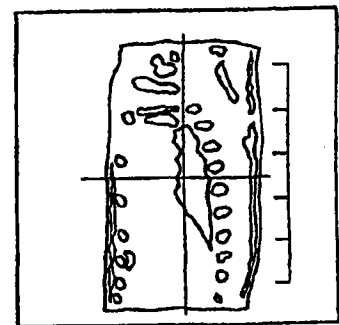


图 13(c)

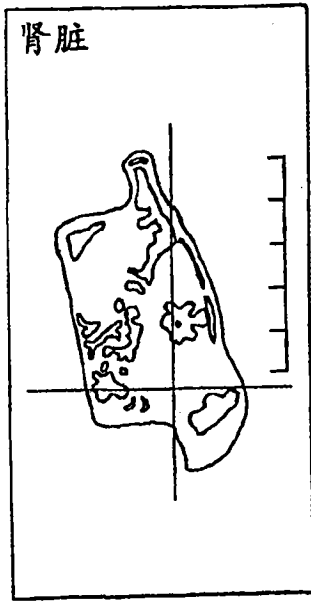


图 13(d)

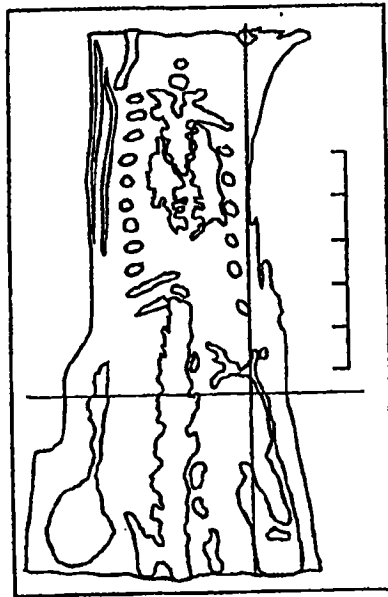


图 13(e)

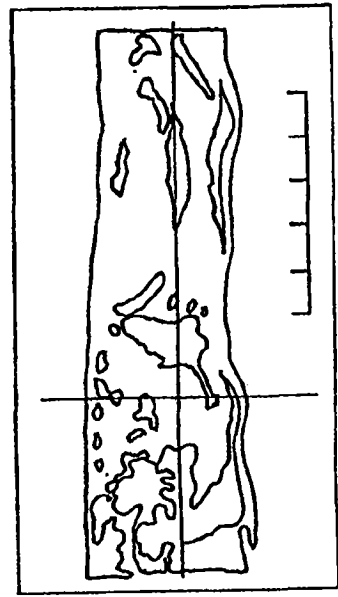


图 13(f)

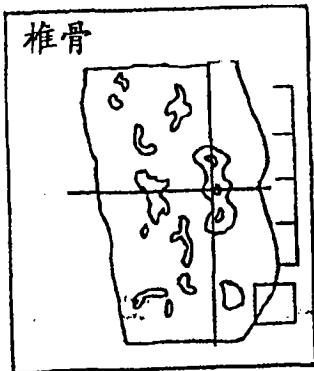


图 13(g)

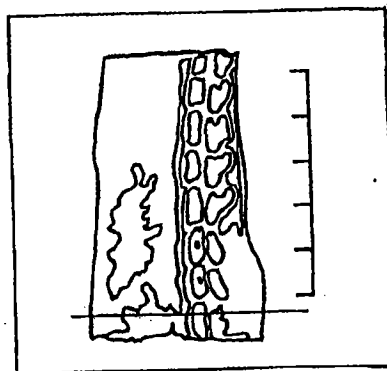


图 13(h)

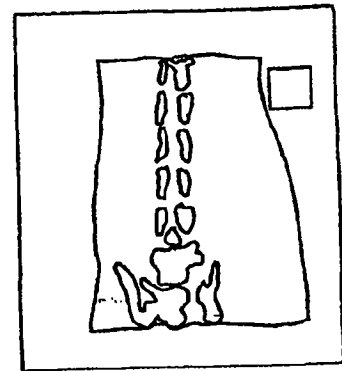


图 13(i)

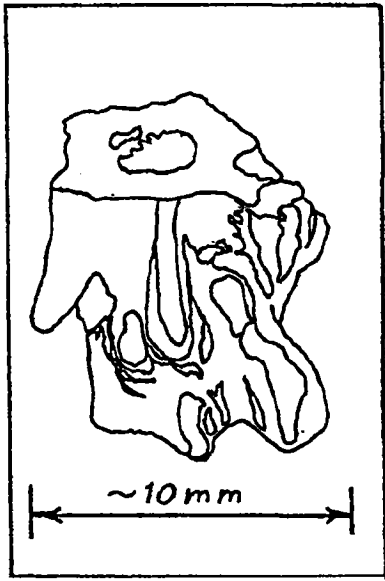


图 14(d)



图 14(c)

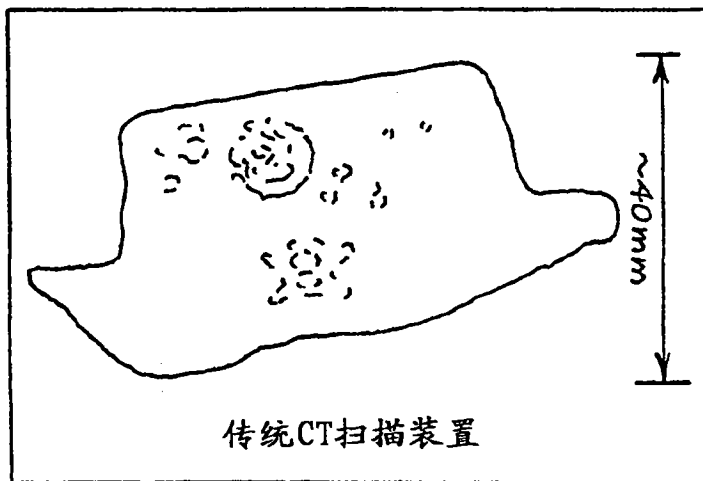


图 15(b)

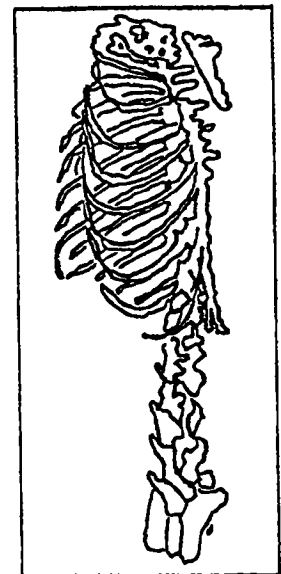


图 14(b)

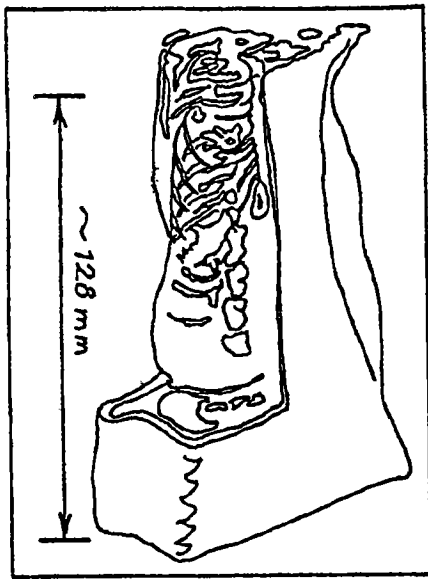


图 14(a)

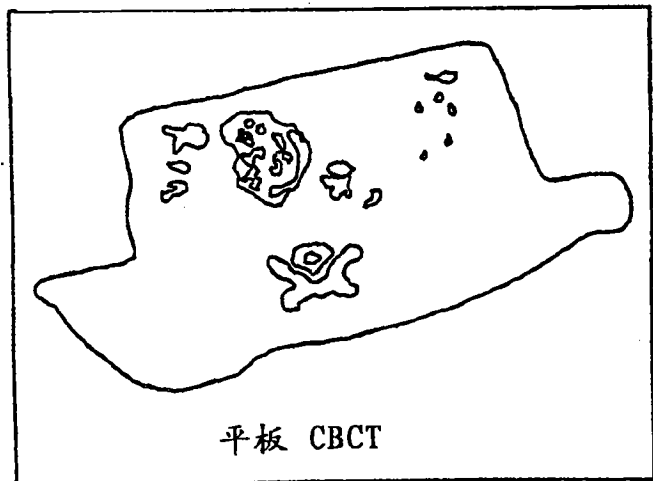


图 15(a)

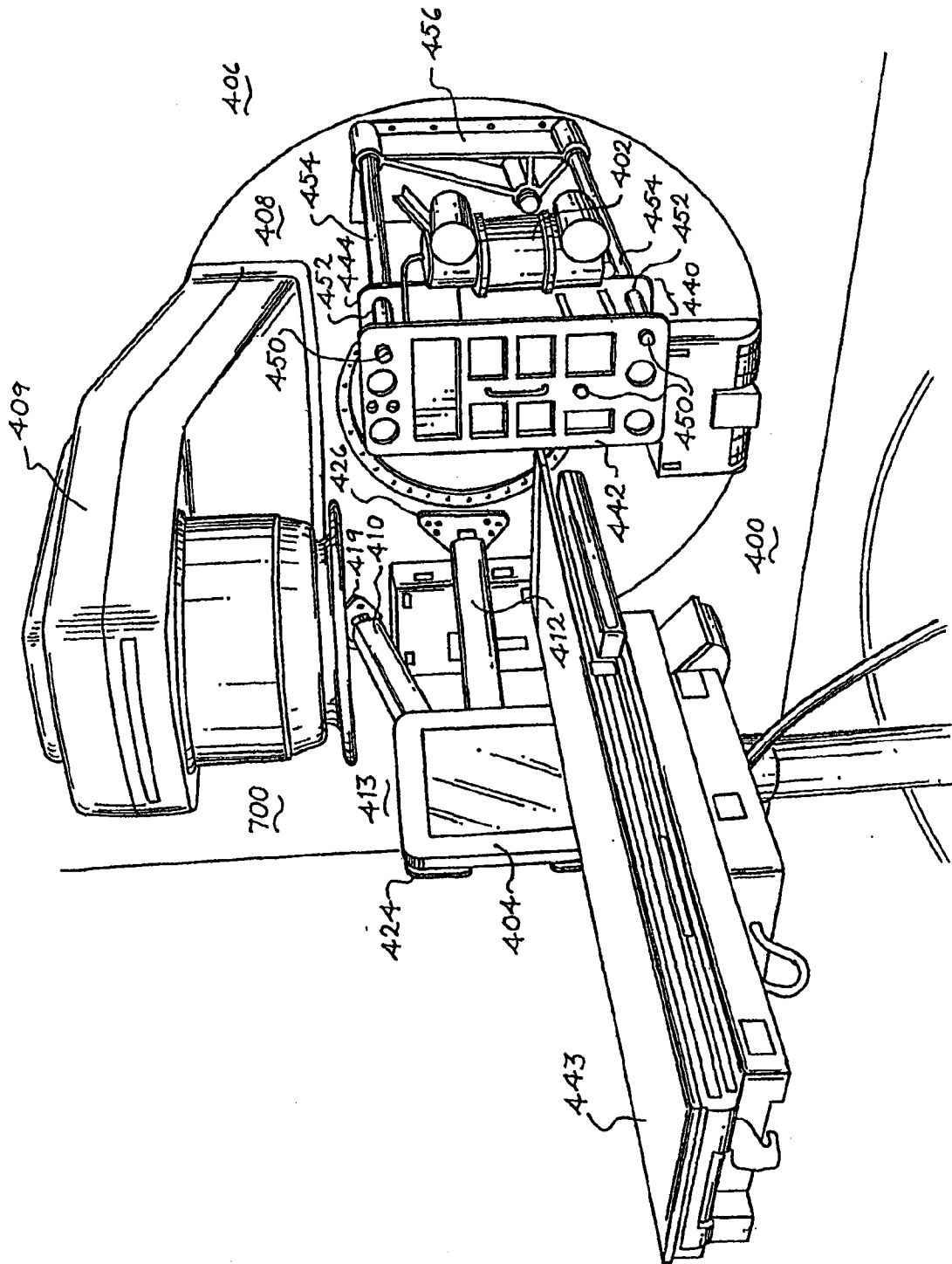


图 17(a)

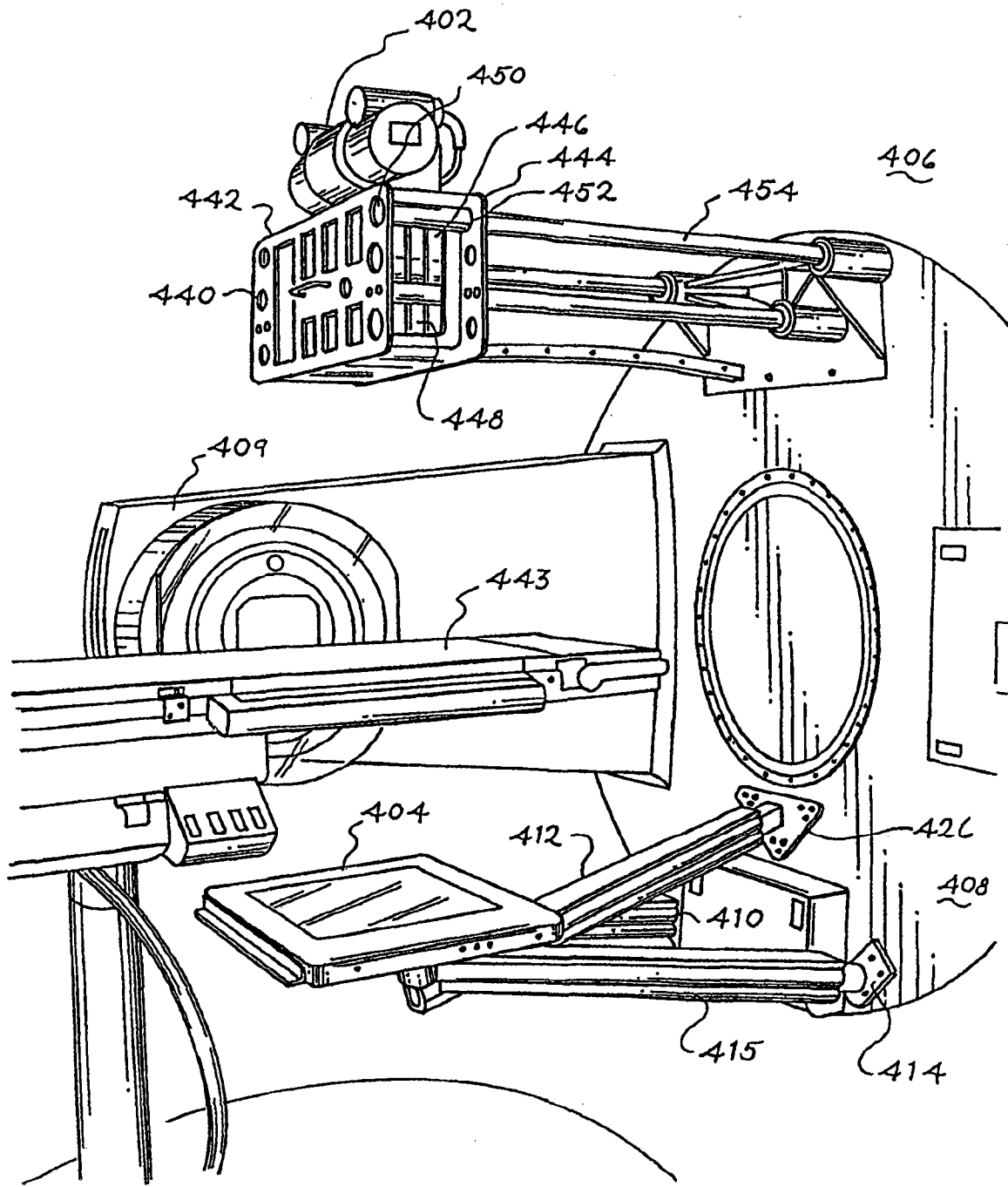


图 17(b)

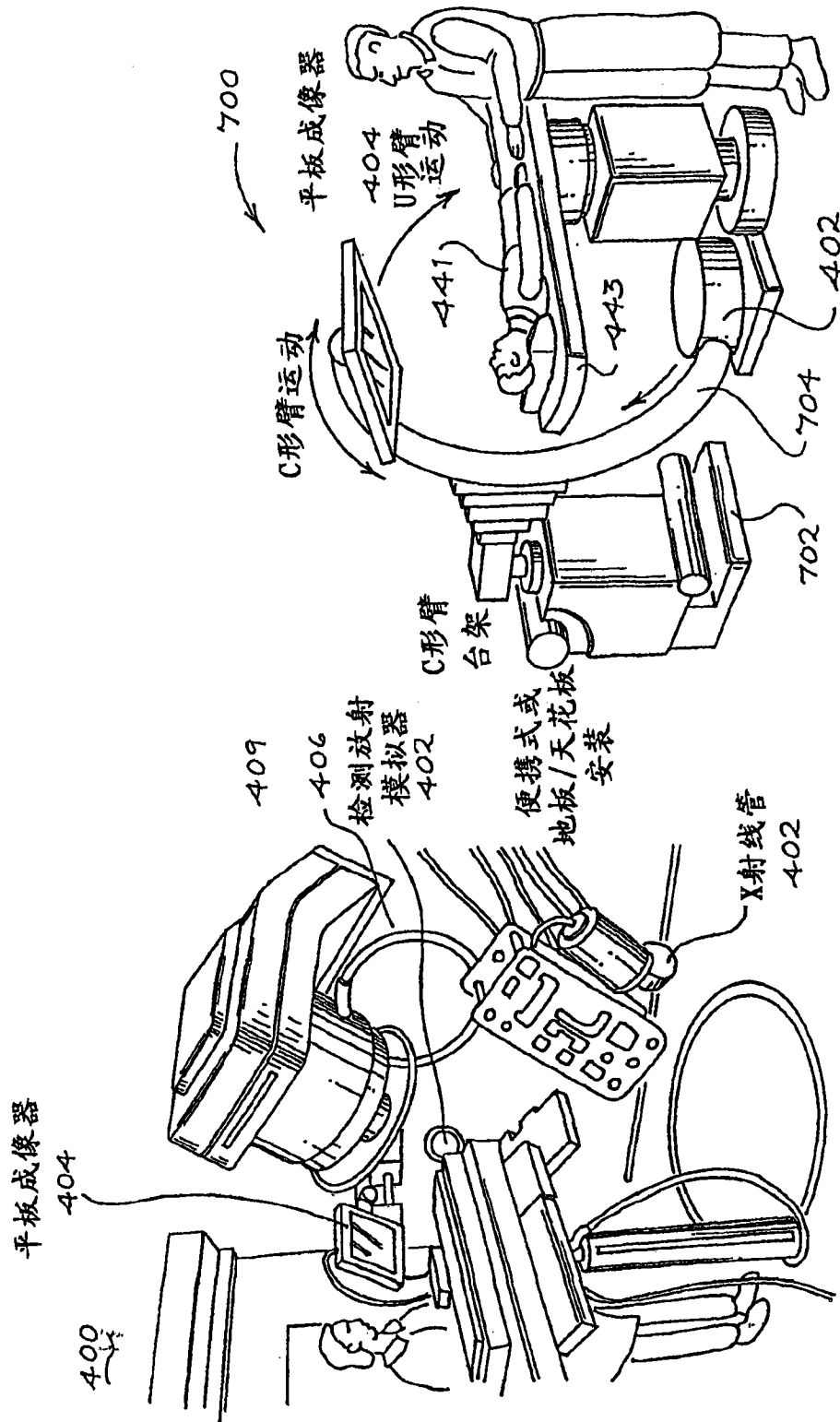


图 17(c)

图 22



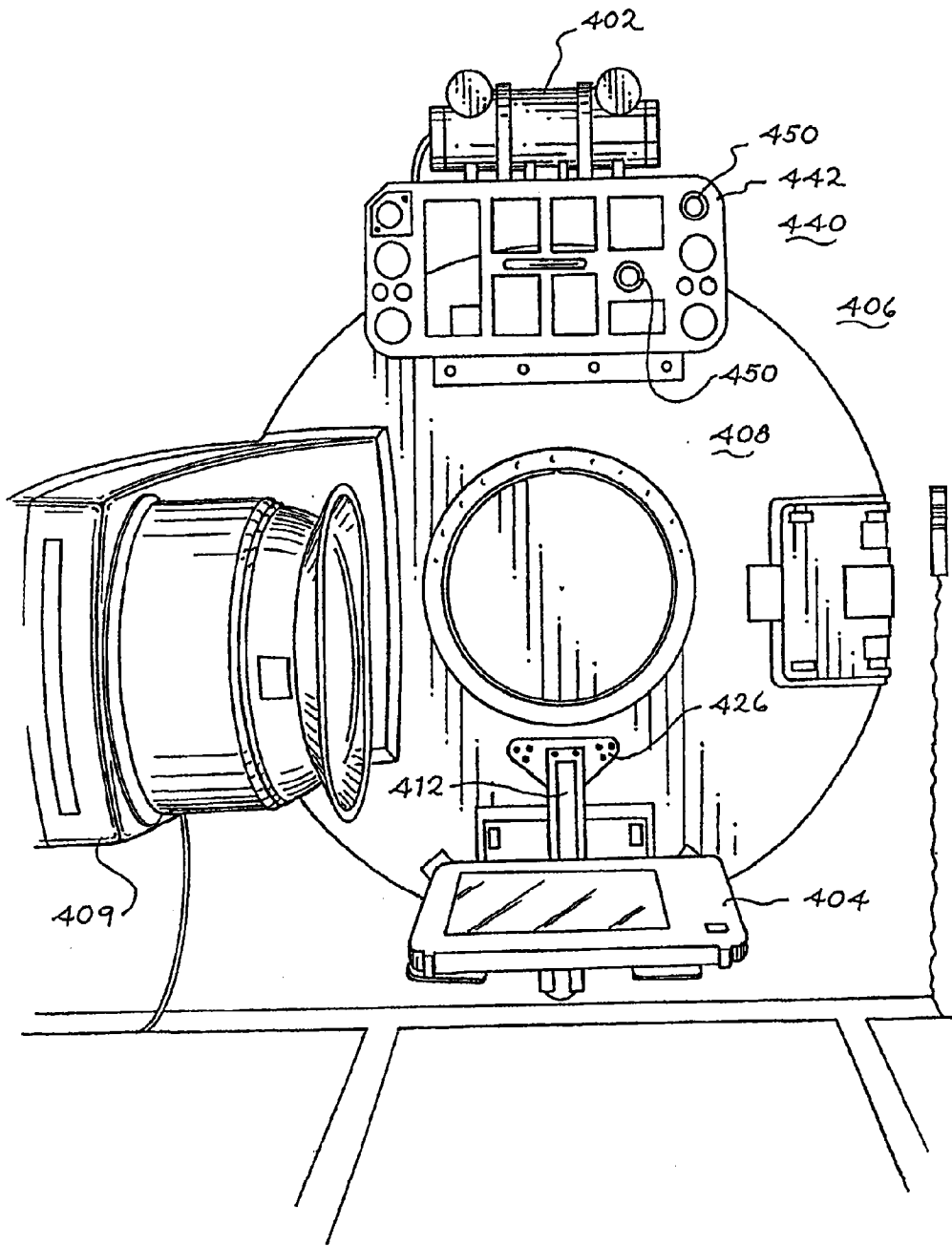


图 17(d)

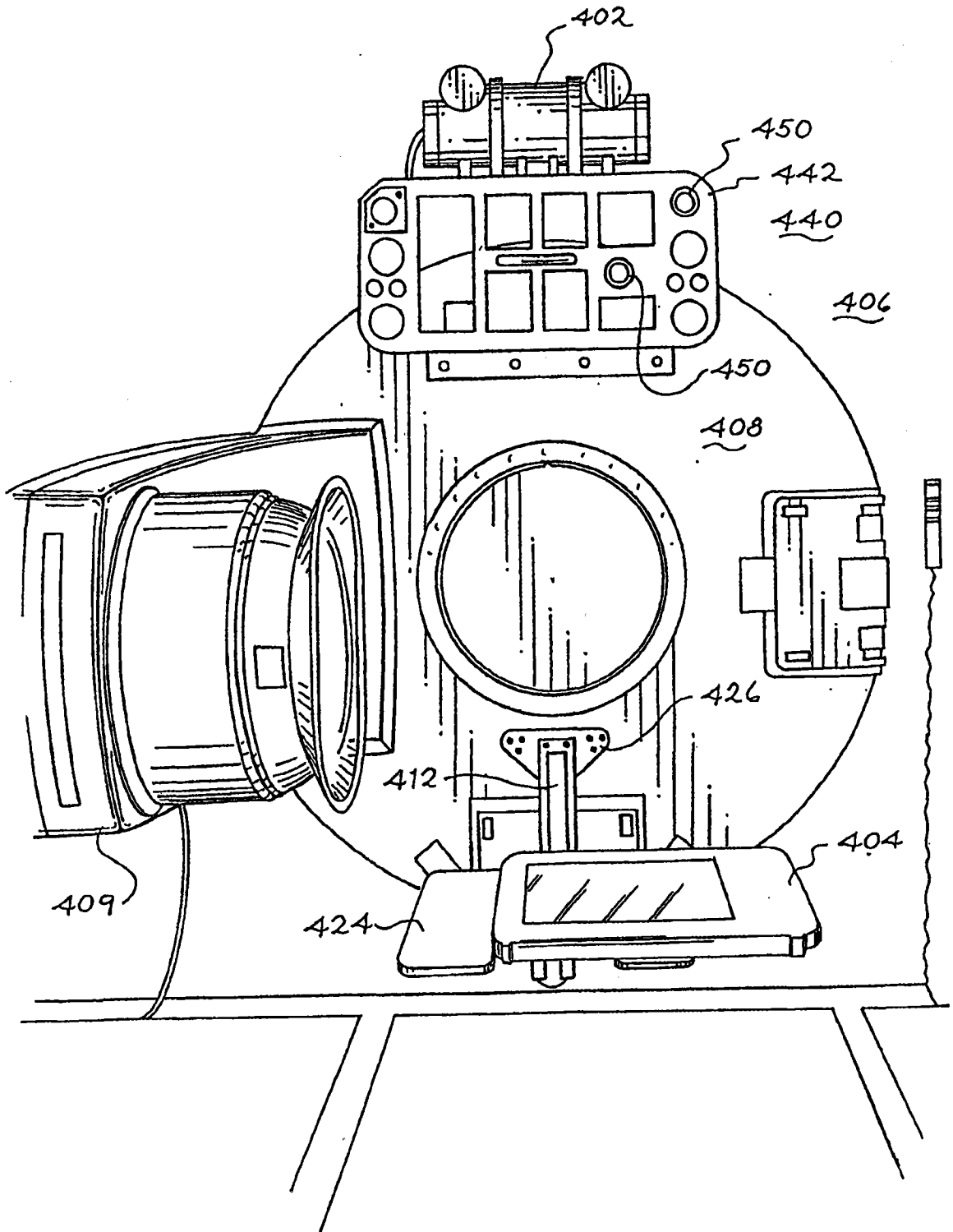


图 17(e)

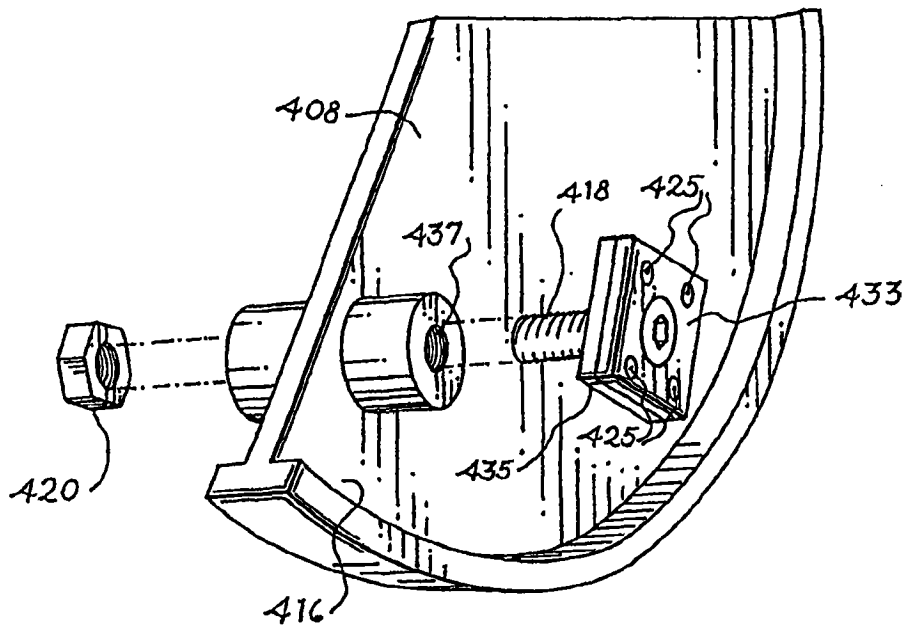


图 19(a)

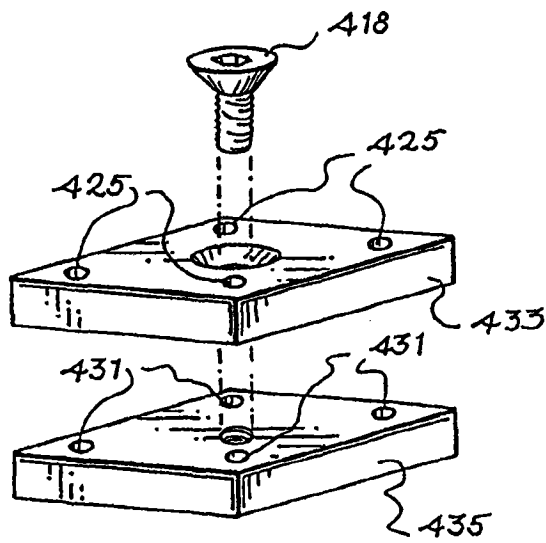


图 19(b)

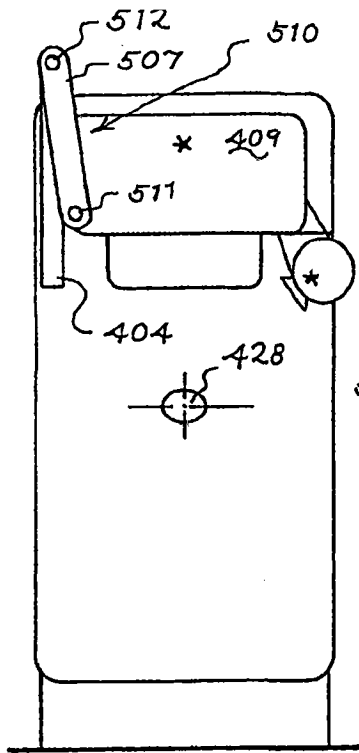


图 20(a)

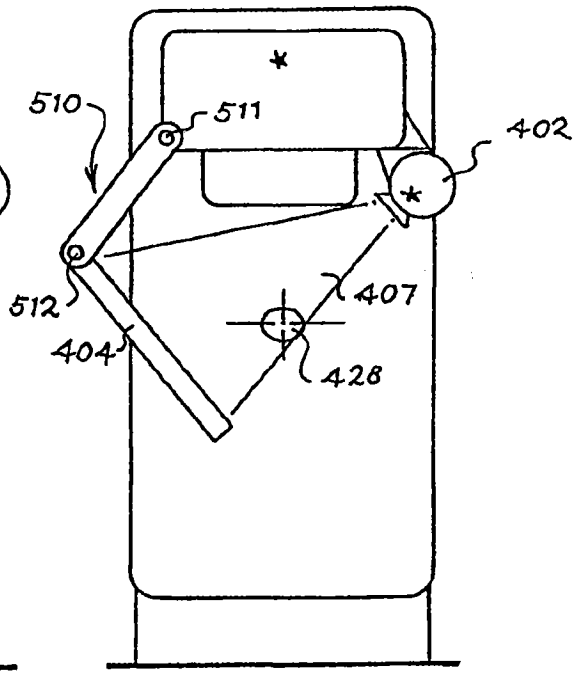


图 20(b)

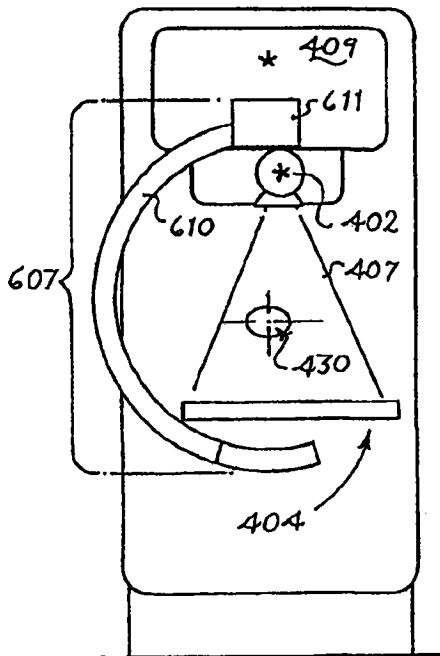


图 21(a)

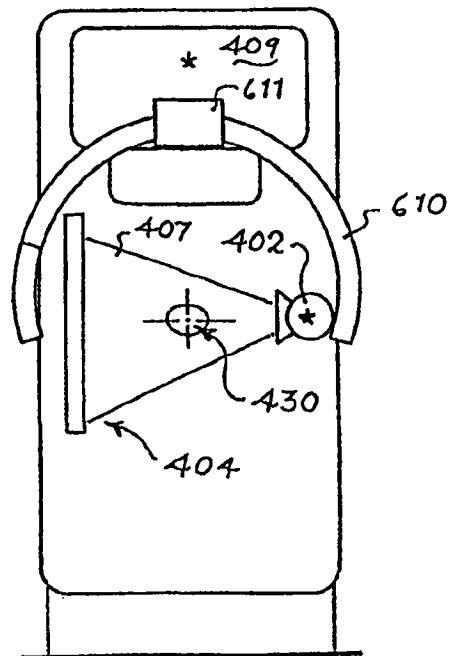


图 21(b)

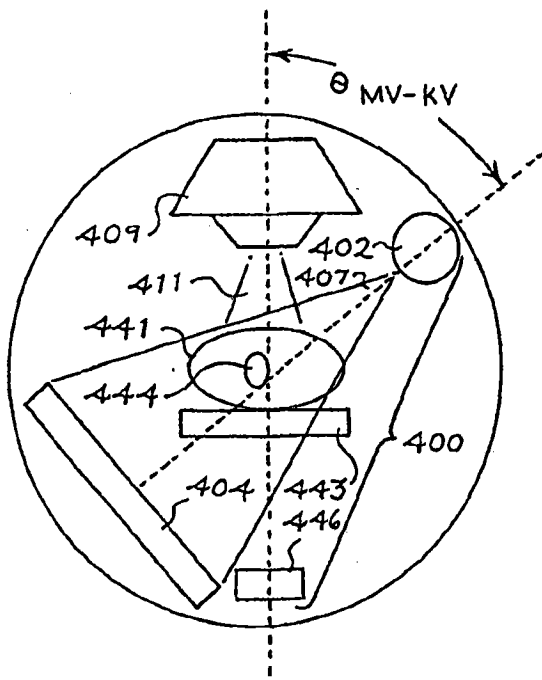


图 23(a)

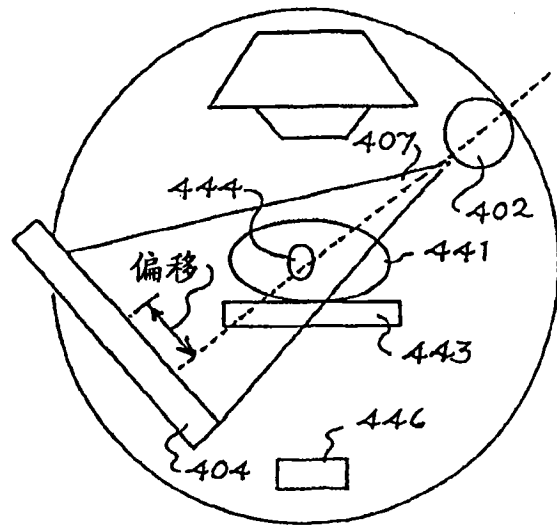


图 23(b)

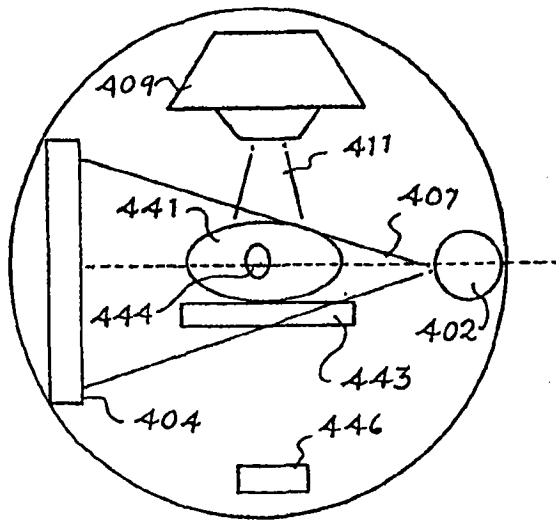


图 23(c)

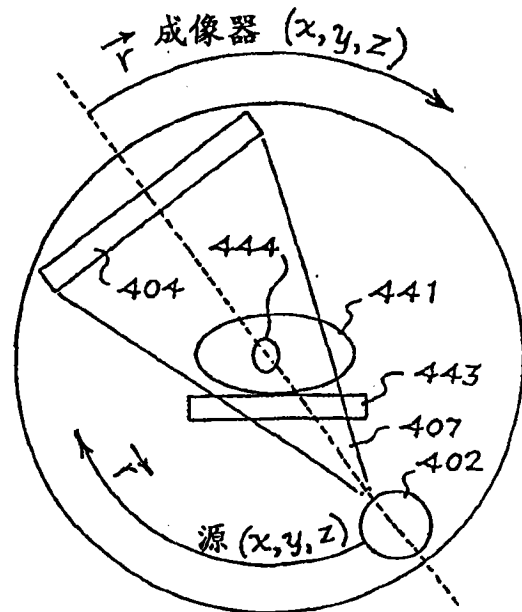


图 23(d)

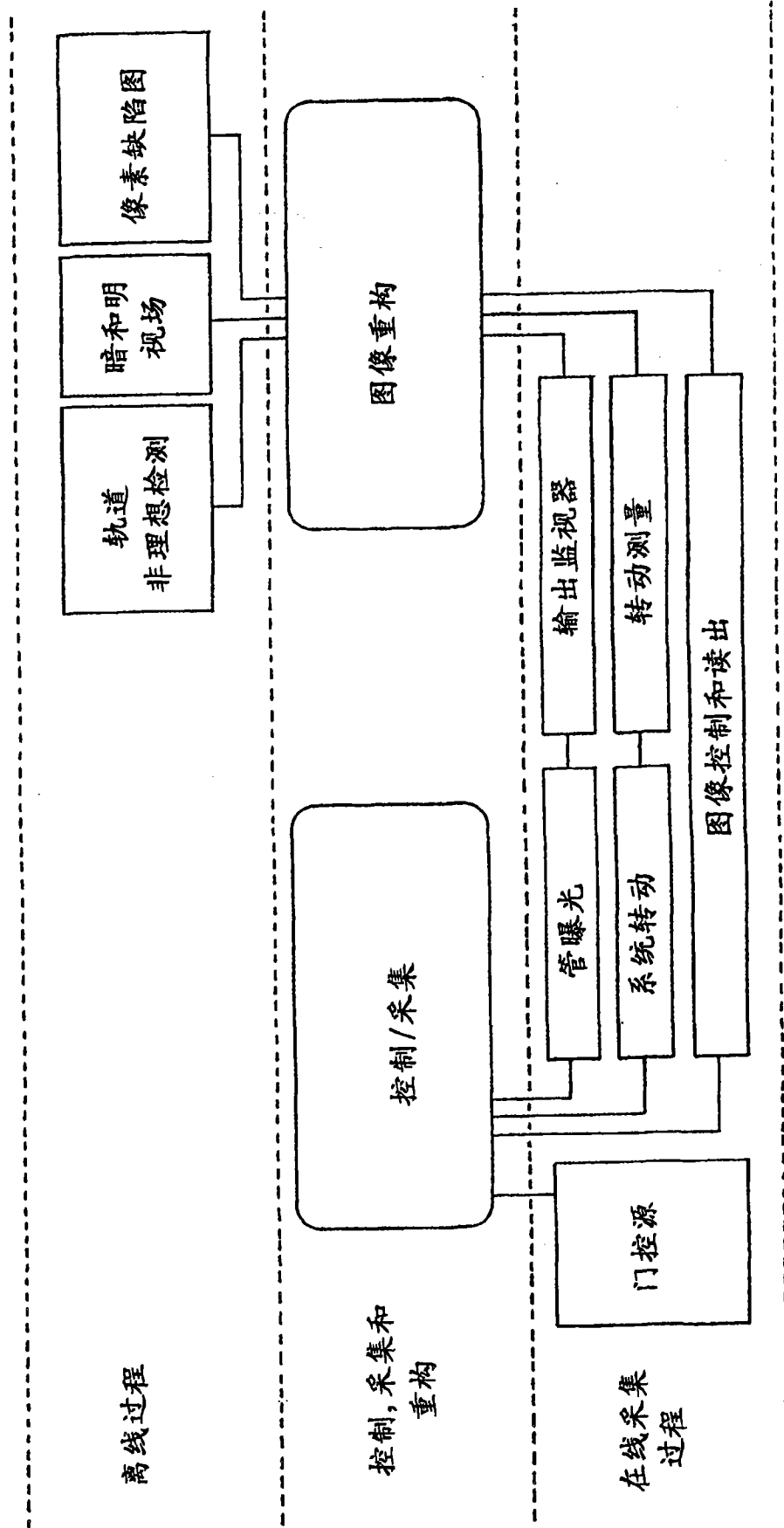


图 24

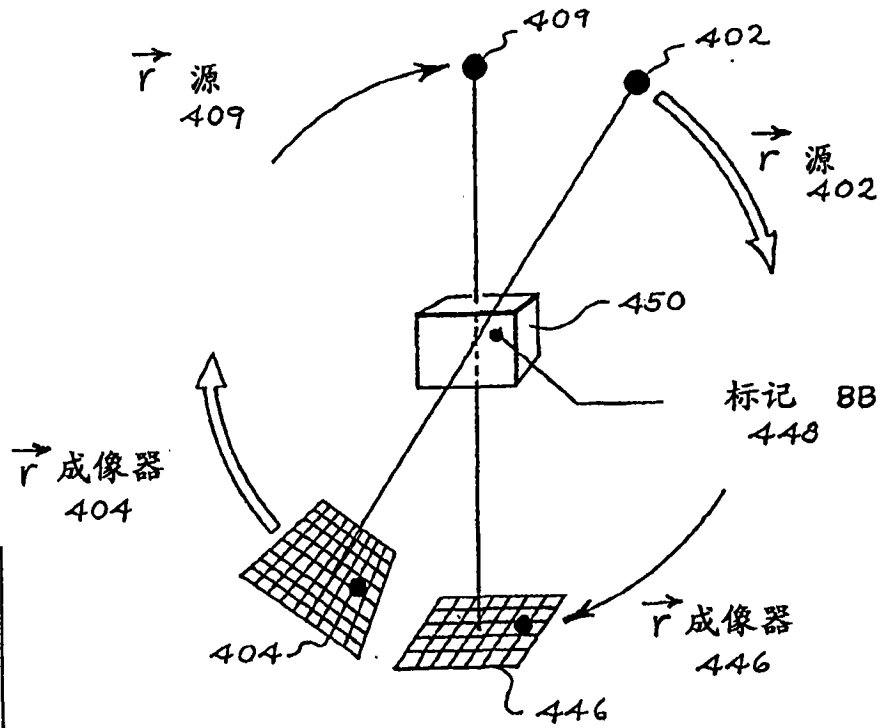


图 25

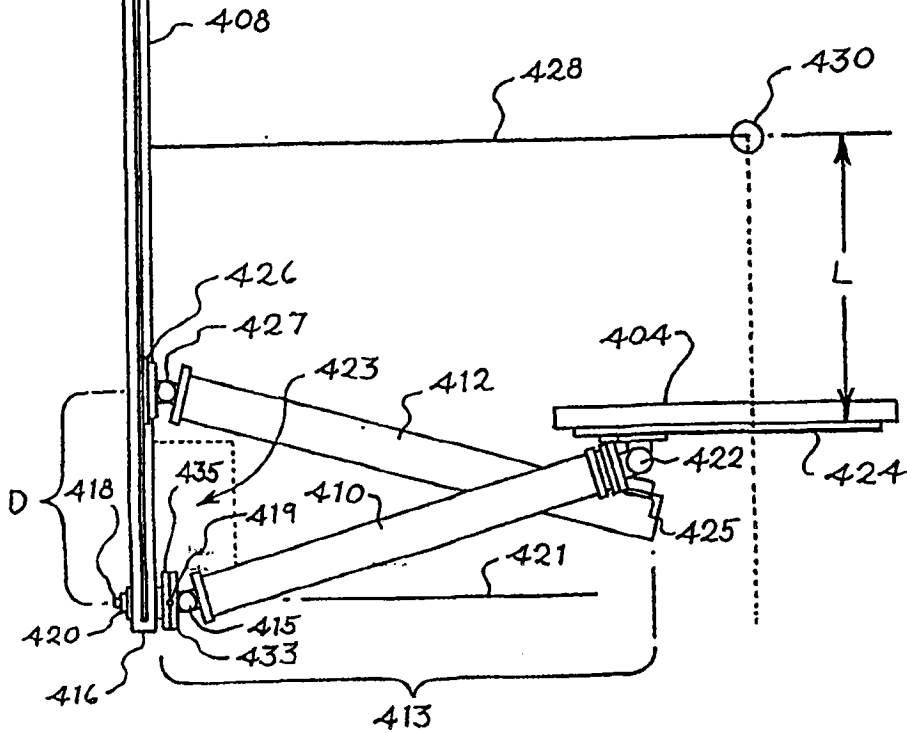


图 18

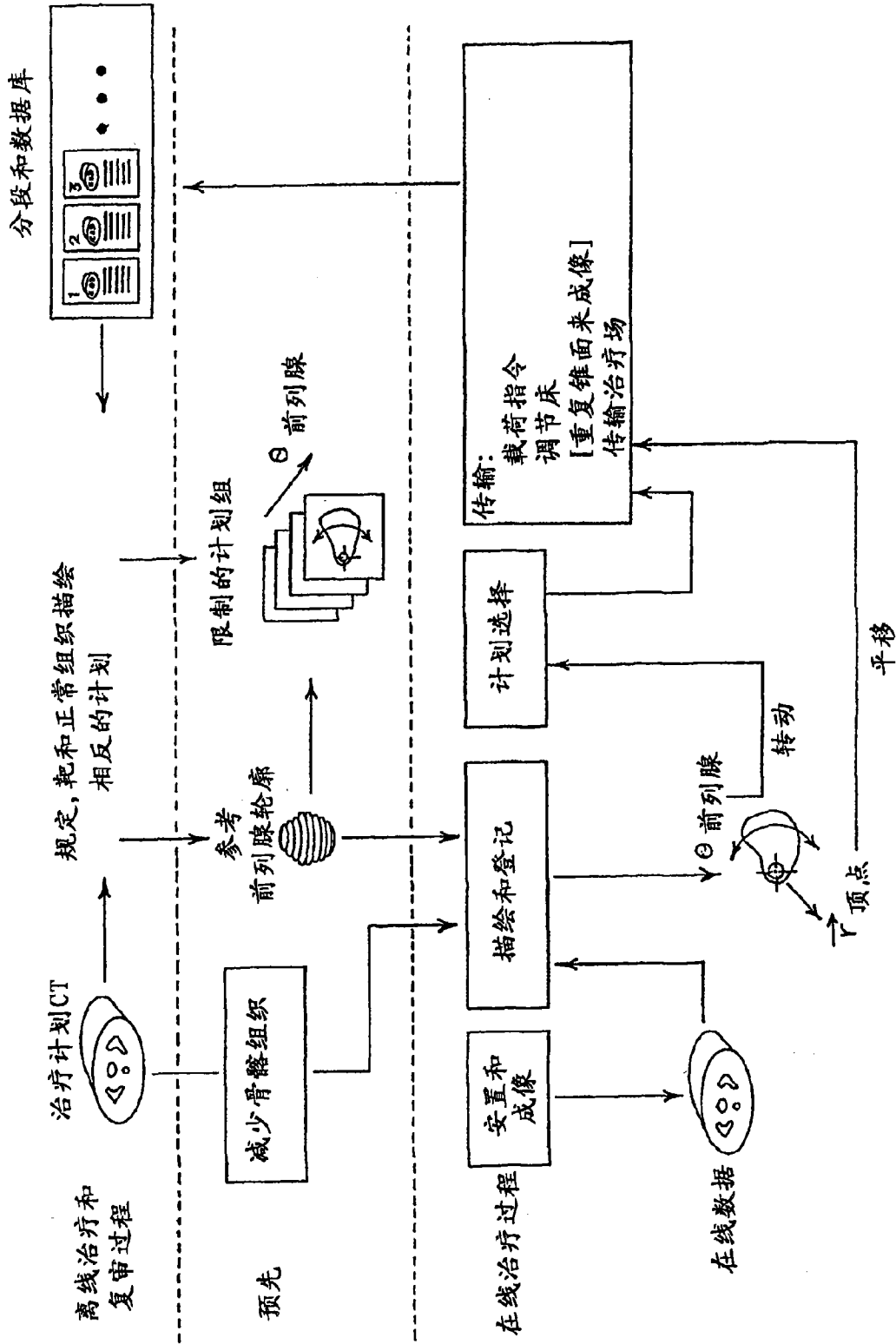


图 26