

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
G01T 1/161 (2006.01)
A61B 6/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 01817689.5

[45] 授权公告日 2007 年 7 月 11 日

[11] 授权公告号 CN 1325933C

[22] 申请日 2001.7.11 [21] 申请号 01817689.5
[30] 优先权

[32] 2000. 8. 21 [33] US [31] 09/641,973

[32] 2000. 11. 17 [33] US [31] 09/714,164

[32] 2000. 12. 4 [33] US [31] 09/727,464

[32] 2001. 4. 25 [33] US [31] 60/286,044

[86] 国际申请 PCT/IL2001/000638 2001. 7. 11

[87] 国际公布 WO2002/016965 英 2002. 2. 28

[85] 进入国家阶段日期 2003. 4. 21

[73] 专利权人 V - 目标技术有限公司

地址 以色列哈卡梅尔

[72] 发明人 Y · 金奇伊 R · 阿姆拉米

Y · 博斯基拉 U · 安特比

N · 斯多伦科 G · 本达维德

Y · 滋伯斯泰恩

[56] 参考文献

CN1185935A 1998. 7. 1

US5493595A 1996. 2. 20

US5727554A 1998. 3. 17

US5857463A 1999. 1. 12

审查员 赵 鑫

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 吴立明 张志醒

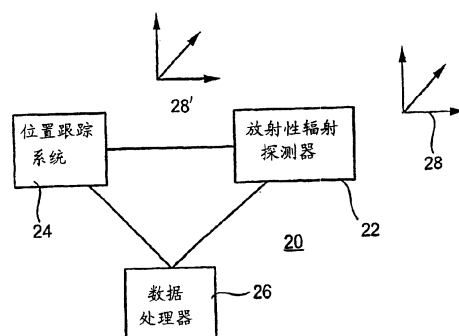
权利要求书 2 页 说明书 42 页 附图 21 页

[54] 发明名称

对坐标系统中放射性辐射源成像的系统

[57] 摘要

一个用于计算一个放射性辐射源在一个坐标系中的位置的系统，该系统包括：(a) 一个放射性辐射探测器；(b) 一个与该放射性辐射探测器相连和/或与其通信的位置跟踪系统；和(c) 一个数据处理器，被设计和配置成用来从该位置跟踪系统和放射性辐射探测器接收数据输入，来计算放射性辐射源在一个坐标系中的位置。



1. 一个用于对在一个坐标系统中的一个放射性辐射源成像的系统，该系统包括：

一个放射性辐射探测器，它被配置成自由移动的探测器；和

一个与该放射性辐射探测器相关联的位置跟踪设备，用于在所述放射性辐射探测器移动时监测该放射性辐射探测器的位置；

该系统提供关于放射性计数率作为位置函数的信息，用以生成在坐标系统中放射性辐射源的图像。

2. 依照权利要求 1 的系统，其中坐标系统中的放射性辐射源的图像是二维图像。

3. 依照权利要求 1 的系统，其中坐标系统中的放射性辐射源的图像是三维图像。

4. 依照权利要求 1 的系统，该系统进一步包括一个数据处理器，用于接收作为位置函数的放射性计数率的信息，和用于生成的坐标系中的放射性辐射源的图像。

5. 依照权利要求 4 的系统，该系统还包括一个图像显示装置

6. 依照权利要求 4 的系统，其中该放射性辐射源位于活体中，并且还包括解刨图像仪用于提供解刨图像，其中该数据处理器提供解刨图像与放射性辐射源图像之间的记录。

7. 依照权利要求 6 的系统，其中该解刨图像仪是从包括超声图像仪、MRI 图像仪、和 CT 图像仪的一组仪器中选出的。

8. 依照权利要求 6 的系统，该系统还包括外科手术仪器，其中该解刨图像仪还对该外科手术仪成像，当位于体内时，该数据处理器提供放射性辐射源图像、解刨图像与外科手术仪器之间的记录。

9. 依照权利要求 8 的系统，其中该外科手术仪器是从一组包括激光探针、心脏导管、心血管塑料导管、内窥镜检查探针、活体组织穿刺针、超声波探针、光纤显微镜、抽吸管、腹腔镜检查探针、测温探针和抽吸/冲洗探针中选出的。

10. 依照权利要求 4 的系统，其中该放射性辐射探测器被安装在外科手术仪器上，用于引导该外科手术仪器。

11. 依照权利要求 10 的系统，其中外科手术仪器是从包括激光探针、心脏导管、心血管塑料导管、内窥镜检查探针、活体组织穿刺针、

超声波探针、光纤显微镜、抽吸管、腹腔镜检查探针、测温探针和抽吸/冲洗探针中选出的。

12. 依照权利要求 4 的系统，该系统还包括一个外科手术仪器，其位置受到跟踪该外科手术仪器位置的第二位置跟踪设备的监测。

13. 依照权利要求 12 的系统，其中所述外科手术仪器是从包括激光探针、心脏导管、心血管塑料导管、内窥镜检查探针、活体组织穿刺针、超声波探针、光纤显微镜、抽吸管、腹腔镜检查探针、测温探针和抽吸/冲洗探针中选出的。

14. 依照权利要求 1 的系统，其中所述放射性辐射探测器是一个体外的放射性辐射探测器，被配置成在体外移动。

15. 依照权利要求 1 的系统，其中所述放射性辐射探测器是一个体内的放射性辐射探测器，被配置成在体内移动。

16. 依照权利要求 1 的系统，其中所述放射性辐射探测器是一个体外的放射性辐射探测器，被配置成在体外移动，并且还包括一个体内的放射性辐射探测器，被配置成在体内移动，所述体内的放射性辐射探测器和所述体外的放射性辐射探测器一起工作以高精度地确定体内辐射源的位置。

对坐标系统中放射性辐射源成像的系统

技术领域

本发明涉及配有位置跟踪系统的放射性辐射探测器。特别是，本发明涉及到在功能上将上述配有位置跟踪系统的放射性辐射探测器与医疗成像仪器和/或引导性的最小进入的外科手术仪器集成在一起。所以本发明适用于在身体成像部分的位置内计算体内集中的放射性药物的位置，例如，可利用该信息来进行一个有效的最小进入的外科手术。本发明进一步涉及一种配有位置跟踪系统和放射性辐射探测器的外科手术仪器，用于在切除术和/或活体检查过程期间进行精确的原地定位，该外科手术仪器是与本发明的其它特征协同工作的。

背景技术

最小进入的外科手术技术的使用已经显著改变了手术的方法和效果。常规的“开放手术”过程中为了能够看见手术的部位而对身体组织和器官进行的切割会引起很大的钝伤和失血。按照这种方法，内部组织和器官的暴露还极大地增加了感染的危险。创伤，失血，和感染都会延长恢复的时间，增加了并发症发生的几率，并且需要一个更强化的护理和监控团体。这种开放手术会产生更多的疼痛和难受、更高的手术费用和更大副作用的危险。

与之形成鲜明的对比，最小进入的手术通过充分维护人体对感染的自然阻限能力不受损伤，产生很小的钝伤或失血和最小的感染危险。最小进入的手术和常规的开放手术相比，恢复得更快，不会产生什么并发症。在所有的外科医学领域，最小进入的手术，例如腹腔镜检查的、内窥镜检查的或膀胱镜检查的外科手术已经替代了更多进入的外科手术。由于诸如纤维光学、微型工具制作、成像和材料科学等领域的技术进步，使进行手术的医生更容易操作。拥有成本效率更高的用于最小进入手术的工具。然而，仍存在很多技术障碍，限制了疗效，增加了最小进入手术的难度，随着复杂成像技术的发展，克服了其中某些障碍。如下面进一步的详细描述，本发明在这方面提供了更进一步的优势。

放射性核素成像是放射性在医学方面的最重要应用之一。放射性核素成像的目的是对一个患者使用放射性标记物质，例如放射性药物之后，获得药物在人体内的一个分布图像。放射性药物的例子包括单细胞系的抗体或其他药剂，例如，利用放射性同位素，如^{99m}锝，⁶⁷镓，²⁰¹铊，¹¹¹铟，¹²³碘，¹²⁵碘和¹⁸氟标记的凝血因子或氟基脱氧葡萄糖，可以通过口服或静脉注射来用药。把放射性药物集中在肿瘤区域，肿瘤或者别的病症，例如炎症的活性部分与肿瘤邻近的组织相比，对这种药物的摄取更多和更快。此后，采用放射性辐射探测器，通常是进入体内的探测器或γ照相机（见下面内容），来定位该活动区域的位置。另一个应用是在急诊室或手术室中，用放射性药物，如 Nycomed Amersham 的 ACUTECT 检测血块，来检测静脉血管中新近形成的血栓或者心脏或大脑动脉里的血液凝块。其他的应用包括使用诸如放射性反阻凝蛋白抗体的药物进行心肌梗死的放射性成像，使用放射性标记的分子（也被成为分子成像）进行特定细胞类型的放射性成像，等等。

利用放置在患者体外不同位置的外部辐射探测器记录放射性药物的放射性辐射来获得肿瘤或其它身体结构内部及周围的放射性药物的分布图像。对于这样的应用，通常首选的辐射是γ射线辐射，其辐射大约在 20 - 511KeV 能量范围内。当探测器与组织相接触时，也可以进行β射线和正电子检测。

放射性“成像”的第一次尝试是在 20 世纪 40 年代后期。把一组放射性探测器放置在病人头部周围测量点的一个基体上。或者，采用一个单一的探测器分别在基体的每个点上进行测量。

20 世纪 50 年代后期，Ben Cassen 提出了直线扫描器，使该项技术得到了重大进展。利用这种仪器，在所关注的区域中以一个预定的模式对探测器进行扫描。

1953 年 Hal Anger 描述了第一台能够一次记录图像上所有点的 γ 照相机。Anger 使用的是一台包括一个 NaI(Tl) 屏幕和一张 X 射线底片的探测器。在 20 世纪 50 年代后期，Anger 用一个光电倍增管组件替代了垫片屏幕。在 1967 年纽约 Academic 出版社出版的“核医学检测仪器”中，Halo. Anger 所著“放射性同位素照相机在 Hine GJ”的第 19 章对 Anger 照相机进行了介绍。Anger 在 1957 年发布的美国专利 No. 2, 776, 377，也描述了这样一种放射性探测器组件。

Carroll 等人的美国专利 No. 4, 959, 547 描述了一个用于在患者体内绘制或提供放射性图像的探头。该探头包括一台放射性探测器和一台用于调整放射线通过探测器的立体角的调整装置, 该立体角是连续变化的。构造该探头以便仅使立体角内的放射线到达探测器。通过在放射源附近移动探头并传感检测到的射线时, 将立体角从最大调整到最小, 能够将探头定位在放射源处。探头可用于确定放射性的位置和提供放射源的逐点图像或用于绘制该图像的数据。

Carroll 等人的美国专利 No. 5, 246, 005 描述了一种放射性探测器或探头, 在统计上使用有效信号来检测组织的放射信号。放射性探测器的输出是一系列的脉冲, 对一个预定的时间量进行计数。通过仪器内的电路定义至少两个计数范围, 并包括确定输入计数的计数范围。对于每个计数范围, 产生一个与所有针对其它计数范围产生的音频信号相区别的音频信号。在统计上, 可以选择使每个计数范围的平均值和邻近的较低或较高的计数范围的平均值之间相差 1、2 或 3 个标准偏差。对于每个计数范围, 可以改变音频信号参数, 如频率、声调、重复率和/或强度, 来提供一个与其它计数范围的信号相区别的信号。

Olson 的美国专利 No. 5, 475, 933 描述了一个用于检测光子发射的系统, 其中探测器用来获得电参数信号, 该信号具有与检测到的光子发射和其他信号发生事件的能量相对应的幅值。在一个能量窗内使用两个比较器网络, 当一个基于事件的信号幅值等于或大于一个阈值时, 定义一种函数来产生一个输出 L; 当这个信号幅值增加到超过一个上限时, 产生一个输出 H。利用一个鉴别器电路, 响应于这些输出的 L 和 H, 在没有输出 H 的情况下根据存在的输出 L 获得一个事件输出, 来提高可靠性和精确性。这个鉴别器电路是一个具有三个稳态的异步、顺序、基谐模式的鉴别器电路。

Madden 等人的美国专利 5, 694, 219 和 6, 135, 955 描述了一种系统和方法, 用于对病人体内的已经为其提供了一种放射性成像药剂的结构进行诊断检测, 如放射性成像药剂可以是使身体结构产生 γ 射线、相关的特征 X 射线和康普顿离散光子连续能谱的放射示踪剂。该系统包括一台放射性接收装置, 例如, 一台手提式探头或照相机, 一台相关信号处理器, 和一台分析器。为了接收由结构发出的 γ 射线和

特征 X 射线, 和为了提供一个处理过的电信号表示, 将放射性接收装置定位在与身体和结构相邻的位置。该处理过的电信号包括表示接收的特征 X 射线的第一部分和表示接收的 γ 射线的第二部分。信号处理器移动对应于全能 γ 射线和特征 X 射线范围内的电信号的康普顿离散光子的信号。配置分析器, 以便有选择地使用处理过的信号的 X 射线部分, 来提供结构的近场信息, 有选择地使用处理过的信号的 X 射线部分和 γ 射线部分, 来提供结构的近场和远场信息, 有选择的使用处理过的信号的 γ 射线部分, 来提供结构的扩展场信息。

Thurston 等人的美国专利 No. 5, 732, 704 描述了一种用于识别位于与肿瘤组织相关的淋巴流域处的一组局部节点内的一个看守淋巴结的方法, 在该流域中的肿瘤组织位置注入放射性药物。放射性药物沿着淋巴管朝着包含看守淋巴结的流域移动。沿着导管移动一个具有前置放射性探测器晶体的手提式探头, 同时医生观察计数率的幅值图形读数, 来确定何时探头与导管对齐。当探头的计数率显著增加时, 即断定该区域包含前哨淋巴结。沿着手术切口, 利用一个与探头活动相关的声音输出来操纵探头, 随着位移的增加, 增加计数率的阈值, 直到达到阈值而医生听不到声音信号为止。在探头移动到这一点时, 探测器将与看守淋巴结相邻, 然后可以将其割除。

Thurston 等人的美国专利 No. 5, 857, 463 进一步描述了用于跟踪淋巴管内放射性药物和放射性药物已经集中的看守淋巴结的定位的仪器。使用一个带有两个手动开关的较小的、直的、手提式探头。对于跟踪过程, 以一个波动的方式移动探测器, 其中通过观察图形读数来确定包含放射性药物的导管位置。当接近看守淋巴结的区域时, 由医生操纵探头装置上的开关来进行静噪操作, 直到确定一个小节点所处的区域。

Kramer 等人的美国专利 No. 5, 916, 167 和 Thurston 的专利 5, 987, 350 对外科手术探头进行了描述, 其中把一个可热杀菌的和可重复使用的探测器部件与一个易使用的把手和电缆组件结合使用。该可重复使用的探测器部件与一个探测器晶体和相关的配件连同前置放大器部件一同工作。

Call 的美国专利 No. 5, 928, 150 描述了一个系统, 利用一个手持式探测器检测注入到淋巴管内的放射性药物的辐射。当用于定位看守淋

巴结时,提供的附加特征包括用于处理有效光子事件脉冲来确定计数率等级信号的函数。系统包括一个基于范围以及可调整的阈值特征的计数率函数。一个后阈值放大电路产生全刻度的听觉和视觉输出。

Raylman 等人的美国专利 5,932,879 和 6,076,009 描述了一个外科手术进行时采取的系统,用来择优检测从放射性药物发出的 γ 射线之上的 β 射线。该系统具有注入离子的硅带电粒子探测器,用于根据接收到的 β 粒子产生信号。一个前置放大器位于探测器滤波器附近并放大该信号。探测器连接到一个处理单元上,用来进行信号放大和滤波。

Bouton 等人的美国专利 6,144,876 中描述了一个用于检测和定位放射源的系统,特别适用于外科手术进行时采取的淋巴绘图 (ILM) 过程。该系统采用的扫描探头既有可闻的也有可视的知觉输出。通过建立一个有效光子事件计数的浮动窗或动态窗分析的信号处理方法,可以在系统的读数中实现一个所希望的稳定性。该浮动窗规定在一个上边缘和一个下边缘之间。在分析中这些窗边缘的值是根据编译过的计数总和值而变化的。总之,上边缘和下边缘之间相距一个约为四个标准偏差数的值。

为了计算这些计数值的和,通过连续的 50 毫秒的短扫描间隔来采集这些计数值,将所产生的计数值段放置在一个循环缓冲存储器内的一个二进制序列中。在计数和超过其上边缘或低于其下边缘时,浮动窗发生改变。对每个扫描间隔,产生一个关于交叉的窗边缘计算的报告的平均值,依次用来得到平均计数率信号。所产生的感知输出具有所希望的稳定性,特别是在探头探测器处于正对着一个放射源的几何尺寸中的情况时。

美国专利 5,846,513 介绍了一个系统,用来检测和破坏生物体中的活性肿瘤组织。该系统配置为与一个肿瘤定位的放射性药物一同使用。该系统包括一个可经由皮肤注入的肿瘤清除仪器,如经尿道的前列腺切除器。放射性检测探测器包括一个具有一个放射传感器元件的针和一个可松脱地固定该针的柄。该针配置为可通过一个小的皮肤入口插入患者身体并可移动到疑为肿瘤的不同的位置,来检测所体现的癌组织的放射性指示。然后,可以移除探测器,通过该入口插入肿瘤清除仪器,来摧毁和/或清除癌组织。该仪器不仅摧毁标记的组织,而且将其从生物

体内清除，以便可以对其进行放射性化验，来确认被清除的组织是癌组织还是健康组织。可以将一个准直器与探测器一同使用，确立探测器的视域。

该系统的主要限制是一旦进入体内，扫描能力就被限制为沿着进入的线路平移。

一种用于 γ 射线的有效准直器必须有几 mm 厚，因此一个有效的高能 γ 射线准直器不能用于精密的外科手术仪器，如外科用缝合针。另一方面，由于 β 射线在经过生物组织约 0.2-3mm 之后的化学反应，使其被大部分吸收。这样，美国专利 5,846,513 中描述的系统不能有效使用高能 γ 检测，因为在很大程度上失去了方向性，而且也不能有效利用 β 射线，因为过于要求接近发射源，而人体组织限制了仪器的机动程度。

软组织器官的处理需要可视（成像）技术，如计算机 X 线断层造影（CT）、荧光成像（X 射线荧光成像）、核磁共振成像（MRI）、光学内诊镜检查、乳房 X 线照相术或超声波，来区分软组织或胞块的边界和形状。这些年来，医学成像已经成为癌症和其它疾病的早期检查、诊断和治疗的必要部分。在有些情况下，医学成像是通过早期检测来防止癌症扩散的第一步，在所多情况下，医学成像能够使得通过随后的治疗治愈或消除癌症成为可能。

评估有无肿瘤转移或发病已经成为是否对癌症患者进行了有效治疗的主要判定因素。研究表明约 30% 的新诊断的肿瘤患者表现出临床上可检测的转移。这些患者中的其余 70% 确实没有临床转移，约一半是可以只通过局部肿瘤治疗来治愈。但是，这些转移中的某些转移，甚至早期的原发肿瘤，用上述成像工具也不能显示。而且，通常要进行活组织检查切除或外科切除的肿瘤的最重要部分是活性的，即生长的部分，而仅利用常规的成像不能将肿瘤的这一特殊部分与其它部分和/或相邻的没受影响的组织相区分。

为了定位这一活动部分，常用的方法是利用通常称为放射性药剂的放射性标记材料来标记这一部分，口服或静脉用药，药物集中于这样的区域，因为肿瘤的活动部分对药物的摄取要高于和快于临近的肿瘤组织。所以，采用一个放射性辐射探测器，通常用一个引入式的探测器，来定位活性区域的位置。

医学成像通常用于建立计算机模型，例如，允许医生在治疗癌症时导入精确的射线，并设计最小进入或切口的外科手术。此外，成像仪器还用于在手术期间为手术室中的外科医生指示患者体内的目标区域。例如，这种疗法可以包括活组织检查、被认为是近距离放射治疗的插入一个定位的辐射源来直接治疗癌病（以便防止辐射损伤病源附近的组织），向患癌的位置注入化学治疗药剂或清除患癌的或其它的病体。

所有这些疗法的目的是尽可能地精确鉴别目标区域，以便获得更精确的活体检验结果，最好是肿瘤的最有活性的部分的结果，或者一方面完整地清除这样的肿瘤，另一方面对周围的没受影响的组织产生最小的损伤。

但是，在现有技术水平上，还不能达到这一目的，因为大多数常规的成像仪器，如荧光检查法、CT、MRI、乳房X线照相术或超声波表明病源的位置和外观，该病源使组织相对于周围组织发生变化，但不能将非活性的胞块与病理上活性的部分区分开来。

另一方面，现有技术的放射性辐射探测器和/或活体检验探头适合于辨别辐射点的位置，但是从便于在进入患者体内最小的前提下清除或破坏检测到的患癌组织的角度上考虑，还有一定的缺陷。

本发明提供的仪器组合可以减小肿瘤定位的误差裕量。此外，可以在显示器官或肿瘤的成像仪器的一次扫描中，附加肿瘤的活性部分的位置，而且可以在外科治疗期间使外科工具依照患病的区域活动，这样可以进行更精确的和受控的外科治疗，最大限度地减少了上述问题。

下面进一步详细描述本发明的这些和其它的方面，并为医生和患者提供更可靠的目标命中，而又可以产生更小进入和更小损伤的外科治疗和更小的误诊可能性。

发明内容

本发明的一个特征是提供了一个系统，用于计算一个辐射源在一个坐标系统中的位置，该系统包括：(a)一个放射性辐射探测器；(b)一个位置跟踪系统，与放射性辐射探测器相连和/或与其通信；和(c)一个数据处理器，设计和配置用于从位置跟踪系统和放射性辐射探测器接收数据输入，并计算放射性辐射源在坐标系统中的位置。

本发明的另一个特征是提供了一个系统，用于计算一个放射性辐射

源在一个坐标系统中的位置，该系统包括：（a）至少两个放射性辐射探测器；（b）一个位置跟踪系统，与该至少两个放射性辐射探测器相连和/或与其通信；和（c）一个数据处理器，设计和配置用于从位置跟踪系统和该至少两个放射性辐射探测器接收数据输入，并计算放射性辐射源在坐标系统中的位置。

本发明的另一个特征是提供了一个方法，用于确定一个放射性辐射源在一个坐标系统中的位置，该方法包括的步骤有：（a）提供一个与一个位置跟踪系统相连或与其通信的放射性辐射探测器；（b）监测从放射性辐射源发出的放射性，同时，监测放射性辐射探测器在坐标系统中的位置，由此确定放射性辐射源在坐标系统中的位置。

本发明的另一个特征是提供了一个方法，用于确定一个放射性辐射源在一个坐标系统中的位置，该系统包括的步骤有：（a）提供至少一个与一个位置跟踪系统相连或与其通信的放射性辐射探测器；（b）监测从放射性辐射源发出的放射性，同时，监测该至少一个放射性辐射探测器在坐标系统中的位置，由此确定放射性辐射源在坐标系统中的位置。

本发明的另一个特征是提供了一个系统，用于计算一个辐射源在一个第一坐标系统中的位置，并进一步将该位置投影到一个第二座标系统中，该系统包括：（a）一个放射性辐射探测器；（b）一个位置跟踪系统，与放射性辐射探测器相连和/或与其通信；和（c）一个数据处理器，设计和配置用来（i）从位置跟踪系统和放射性辐射探测器接收数据输入；（ii）计算放射性辐射源在第一坐标系统中的位置；和（iii）将放射性辐射源的位置投影到第二坐标系统中。

本发明的另一个特征是提供了一个系统，用于计算一个辐射源在一个第一坐标系统中的位置，并进一步将该位置投影到一个第二座标系统中，该系统包括：（a）至少两个放射性辐射探测器；（b）一个位置跟踪系统，与该至少两个放射性辐射探测器相连和/或与其通信；和（c）一个数据处理器，设计和配置用来（i）从位置跟踪系统和至少两个放射性辐射探测器接收数据输入；（ii）计算放射性辐射源在第一坐标系统中的位置；和（iii）将放射性辐射源的位置投影到第二坐标系统中。

本发明的另一个特征是提供了一种方法，用于计算一个放射性辐射源在第一坐标系统中的位置，并将该位置投影到一个第二坐标系统上，该方法包括的步骤有：（a）提供一个与一个位置跟踪器相连或与其通信

的放射性辐射探测器；和（b）监测从放射性辐射源发出的放射性，同时，监测放射性辐射探测器在第一坐标系统中的位置，由此确定该放射性辐射源在第一坐标系统中的位置，并将该位置投影到第二坐标系统上。

本发明的另一个特征是提供了一种方法，用于计算一个放射性辐射源在第一坐标系统中的位置，并将该位置投影到一个第二坐标系统上，该方法包括的步骤有：（a）提供至少一个与一个位置跟踪系统相连或与其通信的放射性辐射探测器；和（b）监测从放射性辐射源发出的放射性，同时，监测该至少一个放射性辐射探测器在第一坐标系统中的位置，由此确定该放射性辐射源在第一坐标系统中的位置，并将该位置投影到第二坐标系统上。

本发明的另一个附加特征是提供了一个系统，用于计算患者的人体器官和人体器官的放射性药物摄取部分的位置，该系统包括（a）一个二维（投影或截面）或三维（consecutive 截面）成像仪器，与一个第一位置跟踪系统相连和/或与其通信，用来计算人体器官在一个第一坐标系统中的位置；（b）一个放射性辐射探测器，与一个第二位置跟踪系统相连和/或与其通信，用于跟踪人体器官的放射性药物摄取部分在一个第二坐标系统中的位置；和（c）至少一个数据处理器，设计和配置用来从三维成像仪器、放射性辐射探测器、第一位置跟踪系统和第二位置跟踪系统中接收数据输入，并计算人体器官和人体器官的放射性药物摄取部分在一个公共坐标系统中的位置。

本发明的另一个附加特征是提供了一种方法，用于计算患者的人体器官和人体器官的放射性药物摄取部分的位置，该方法包括的步骤有（a）提供一个二维或三维成像仪器，与一个第一位置跟踪系统相连和/或与其通信，并计算人体器官在一个第一坐标系统中的位置；（b）提供一个放射性辐射探测器，与一个第二位置跟踪系统相连和/或与其通信，跟踪人体器官的放射性药物摄取部分在一个第二坐标系统中的位置；和（c）从三维成像仪器、放射性辐射探测器、第一位置跟踪系统和第二位置跟踪系统中接收数据输入，并计算人体器官和人体器官的放射性药物摄取部分在一个公共坐标系统中的位置。

本发明的另一个附加特征是提供了一个系统，用于在一个患者的身体器官的放射性药物摄取部分进行一个体内外科手术，该系统包括：（a）一个放射性辐射探测器，与第一位置跟踪系统相连和/或与其通信，用来

跟踪身体器官的放射性药物摄取部分在第一坐标系统中的位置；(b) 一个外科手术仪器，与一个第二位置跟踪系统相连和/或与其通信，用来跟踪外科手术仪器在一个第二坐标系统中的位置；(c) 至少一个数据处理器，设计和配置用来从第一位置跟踪系统、放射性辐射探测器和第二位置跟踪系统中接收数据输入，并计算外科手术仪器和身体器官的放射性药物摄取部分在一个公共坐标系统中的位置。

本发明的另一个附加特征是提供了一种方法，用于在一个患者的身体器官的放射性药物摄取部分进行一个体内外科手术，该方法包括的步骤有：(a) 提供一个放射性辐射探测器，与第一位置跟踪系统相连和/或与其通信，跟踪身体器官的放射性药物摄取部分在第一坐标系统中的位置。(b) 提供一种外科手术仪器，与第二位置跟踪系统相连和/或与其通信，在进行体内外科手术过程中跟踪外科手术仪器在第二坐标系统中的位置；和(c) 从上述第一位置跟踪系统、放射性辐射探测器和第二位置跟踪系统中接收数据输入，并在进行体内外科手术过程中计算外科手术仪器和身体器官的放射性药物摄取部分在一个公共坐标系统中的位置。

依照下面描述的本发明的优选实施方案的进一步的特征，将第二坐标系统用作公共坐标系统，因此，将身体器官的放射性辐射药物摄取部分在第一坐标系统中的位置投影到第二座标系统中。

依照所描述的优选实施方案的进一步的特征，将第一坐标系统用作公共坐标系统，因此，将身体器官的放射性辐射药物摄取部分在第二坐标系统中的位置投影到第一座标系统中。

依照所描述的优选实施方案的进一步的特征，第二坐标系统、第一坐标系统和公共坐标系统是一个单独的坐标系统。

依照所描述的优选实施方案的进一步的特征，第一坐标系统、第二坐标系统和公共坐标系统的均为一个独立的坐标系统，因此外科手术仪器在第二坐标系统中的位置和身体器官的放射性药物摄取部分在第一坐标系统中的位置均被投影到公共坐标系统上。

依照所描述的优选实施方案的进一步的特征，第一位置跟踪系统和第二位置跟踪系统是一个单独的位置跟踪系统。

依照所描述的优选实施方案的进一步的特征，图像显示设备用于在视觉上协同显示外科手术仪器和身体器官的放射性药物摄取部分的位

置。

依照所描述的优选实施方案的进一步的特征，放射性辐射探测器是从包括一个小角度放射性辐射探测器、一个宽角度放射性辐射探测器、多个单独的小角度放射性辐射探测器和一个空间敏感的放射性探测器，如核成像中采用的 γ 照相机中选择的。

依照所描述的优选实施方案的进一步的特征，第一和第二位置跟踪系统可以包括，但不局限于，一个关节臂位置跟踪系统、一个基于加速计的位置跟踪系统、一个基于电位计的位置跟踪系统、一个基于声波的位置跟踪系统、一个基于射频的位置跟踪系统、一个基于磁场的位置跟踪系统和一个基于光学（如光学编码器）的位置跟踪系统的组合。

依照所描述的优选实施方案的进一步的特征，外科仪器可以包括，但不局限于，激光探头、心脏导管、心血管塑料导管、内窥镜检查探头、活体组织穿刺针、超声波探头、光纤显微镜、抽吸管、腹腔镜检查探头、测温探头和抽吸/冲洗探头的组合。

依照所描述的优选实施方案的进一步的特征，放射性药剂可以包括，但不局限于， ^{131}I 、 ^{67}Ga （可以用柠檬酸镓）、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 含甲氧基的异丁基异腈、 $^{201}\text{TlCl}$ 、 ^{18}F -氟基脱氧葡萄糖、 ^{125}I -纤维蛋白原和 ^{111}In -octreotide 等等。

依照所描述的优选实施方案的进一步的特征，二维或三维成像仪器与一个第三位置跟踪系统相连和/或与其通信，用来计算一个身体器官在一个第三坐标系统中的位置。

依照所描述的优选实施方案的进一步的特征，从二维或三维成像仪器和第三位置跟踪系统接收数据输入，用于计算外科手术仪器、身体器官的放射性药物摄取部分和身体器官在一个公共坐标系统中的位置。

依照所描述的优选实施方案的进一步的特征，第一位置跟踪系统、第二位置跟踪系统和第三位置跟踪系统是一个单独的位置跟踪系统。

依照所描述的优选实施方案的进一步的特征，外科手术仪器、身体器官的放射性药物摄取部分和身体器官的位置是利用一个可视显示装置来协同显示的。

依照所描述的优选实施方案的进一步的特征，第一、第二和第三位置跟踪系统均是独立地从一个关节臂位置跟踪系统、一个基于加速计的位置跟踪系统、一个基于电位计的位置跟踪系统、一个基于声波的位置

跟踪系统、一个基于射频的位置跟踪系统、一个基于磁场的位置跟踪系统和一个基于光学（如光学编码器）的位置跟踪系统中选择的。

依照所描述的优选实施方案的进一步的特征，第二坐标系统用作公共座标系统，由此将身体器官的放射性药物摄取部分在第一坐标系统中的位置和身体器官在第三坐标系统中的位置投影到该第二坐标系统中。

依照所描述的优选实施方案的进一步的特征，第一坐标系统用作公共座标系统，由此将外科手术仪器在第二坐标系统中的位置和身体器官在第三坐标系统中的位置投影到该第一坐标系统中。

依照所描述的优选实施方案的进一步的特征，第三坐标系统用作公共座标系统，由此将外科手术仪器在第二坐标系统中的位置和身体器官摄取放射性药物的部分在第一坐标系统中的位置投影到该第三坐标系统中。

依照所描述的优选实施方案的进一步的特征，第二坐标系统、第一坐标系统、第三坐标系统和公共坐标系统是一个单独的坐标系统。

依照所描述的优选实施方案的进一步的特征，第二坐标系统、第一坐标系统和公共坐标系统均为一个独立的坐标系统，因此将外科手术仪器在第二坐标系统中的位置、身体器官的放射性药物摄取部分在第一坐标系统中的位置和身体器官在第三座标系统中的位置均被投影到公共坐标系统上。

依照本发明的另一个特征，提供了一个系统，用于产生身体中的放射性辐射源的一个二维或三维图像，该系统包括（a）一个放射性辐射探测器；（b）一个与放射性辐射探测器相连和/或与其通信的位置跟踪系统；和（c）一个数据处理器，设计和配置用来从位置跟踪系统和放射性辐射探测器中接收数据输入，产生放射性辐射源的二维或三维图像。

依照本发明的另一个特征，提供了一种方法，用于产生身体中的放射性辐射源的一个二维或三维图像，该方法包括的步骤有：（a）利用一个放射性辐射探测器对身体进行扫描；（b）利用一个与放射性辐射探测器相连和/或与其通信的位置跟踪系统来决定放射性辐射探测器在一个二维或三维坐标系统中的位置；和（c）对来自位置跟踪系统和放射性辐射探测器的输入进行数据处理，产生放射性辐射源的二维或三维图像。

依照本发明的另一个特征，提供了一个系统，在一个患者的身体器官的放射性药物摄取部分进行一个体内外科手术，该系统包括一个外科

手术仪器，与一个位置跟踪系统相连和/或与其通信，用来跟踪外科仪器在一个坐标系统中的位置，外科仪器包括一个与其相连的放射性辐射探测器，用于就地监测放射性药物。放射性辐射探测器最好对 β 射线和/或正电子射线敏感。也可以是对低能量(10-30KeV)或 γ 射线敏感。外科手术仪器最好包括一个组织切除装置和/或一个组织采样装置，如抽吸装置。

依照本发明的一个另外的特征，提供了一个系统，用于计算一个放射性辐射源在一个坐标系统中的位置，该系统包括(a)一个设计和构造用来进入患者身体的外科手术仪器，该外科仪器包括一个与其相连或集成在其中的放射性辐射探测器；(b)一个位置跟踪系统，与外科手术仪器相连或与其通信；和(c)一个数据处理器，设计和配置用于从位置跟踪系统和从放射性辐射探测器中接收数据输入，来计算放射性辐射源在坐标系统中的位置。

依照本发明的另一个特征，提供了一个系统，用于计算一个放射性辐射源在一个第一坐标系统中的位置，并将其投影到一个第二坐标系统中，该系统包括(a)一个设计和构造用来进入患者身体的外科手术仪器，该外科仪器包括一个与其相连或集成在其中的放射性辐射探测器；(b)一个位置跟踪系统，与外科手术仪器相连或与其通信；和(c)一个数据处理器，设计和配置用来(i)从位置跟踪系统和从放射性辐射探测器中接收数据输入；(ii)来计算放射性辐射源在第一座标系统中的位置；(iii)计算外科手术仪器在第一座标系统中的位置和(iv)将放射性辐射源和外科手术仪器的位置投影到第二坐标系统中。

依照本发明的另一个特征，提供了一种方法，用于计算一个放射性辐射源在一个第一坐标系统中的位置，并将其投影到一个第二坐标系统中，该方法包括的步骤有：(a)提供一个设计和构造用来进入患者身体的外科手术仪器，该外科仪器包括一个与其相连或集成在其中的放射性辐射探测器，该外科手术仪器与一个位置跟踪系统相连或与其通信；(b)监测从放射性辐射源中发出的放射性，同时监测放射性辐射探测器在第一坐标系统中的位置，由此确定放射性辐射源和外科手术仪器在第一坐标系统中的位置，并将放射性辐射源的位置投影到第二坐标系统。

依照本发明的另一个特征，提供了一个系统，用于计算患者的身体器官的位置和身体器官的放射性药物摄取部分的位置，该系统包括(a)

一个二维或三维成像仪器，与一个第一位置跟踪系统相连和/或与其通信，并计算人体器官在一个第一坐标系中的位置；（b）一个设计和构建用来进入患者身体的外科手术仪器，该外科手术仪器包括一个与其相连或集成在其中的放射性辐射探测器，外科手术仪器与一个第二位置跟踪系统相连和/或与其通信，跟踪人体器官的放射性药物摄取部分在一个第二坐标系中的位置；和（c）至少一个数据处理器，设计和配置用来从三维成像仪器、第一位置跟踪系统、放射性辐射探测器和第二位置跟踪系统中接收数据输入，并计算人体器官、人体器官的放射性药物摄取部分和外科手术仪器在一个公共坐标系中的位置。

依照本发明的另一个特征，提供了一种方法，用于计算患者的身体器官的位置和身体器官的放射性药物摄取部分的位置，该方法包括的步骤有（a）提供一个二维或三维成像仪器，与一个第一位置跟踪系统相连和/或与其通信，并计算人体器官在一个第一坐标系中的位置；（b）提供一个设计和构建用来进入患者身体的外科手术仪器，该外科手术仪器包括一个与其相连或集成在其中的放射性辐射探测器，外科手术仪器与一个第二位置跟踪系统相连和/或与其通信，跟踪人体器官的放射性药物摄取部分在一个第二坐标系中的位置；和（c）从二维或三维成像仪器、第一位置跟踪系统、放射性辐射探测器和第二位置跟踪系统中接收数据输入，并计算人体器官、人体器官的放射性药物摄取部分和外科手术仪器在一个公共坐标系中的位置。

本发明是为了改进和详述放射性辐射源的一维、二维或三维图像的产生。特别是，本发明试图提供一种改进的方法和系统，用于进行成像和向患者体内的一个目标区域引导诊断和治疗仪器，特别是利用一个具有位置跟踪系统的核辐射探测器。

在本发明的一个方面，在一个准直器中安装一个辐射探头，并将其连接到一个位置跟踪系统。当探头在一个二维或三维空间围绕被检查的患者移动时，采集数据并绘制患者体内发出的辐射模式的图像。二维或三维扫描的一个优势是通过一个较大数量的方向搜索进行更好的辐射源定位，实现更好的安全性和准确性。

本发明能够绘制辐射源区域和附近的不确定区域的图形。一种实现方法是利用统计分析的反馈系统来确定一个不确定区域的边界，指导医务人员在这些不确定的区域进行附加的扫描，来改进精度，减小误差，

由此使不确定区域的边界最小。

本发明通过提供一个本身的和/或集成到与一个位置跟踪系统相连或与其通信的一个外科手术仪器中的放射性辐射探测器，并将其用于多种医学成像和/或医学过程的系统和方法中，成功地克服了现有配置的缺点。

本发明在治疗学的范围内有许多其它用途，例如但是并不局限于：植入短距离种子源、超声微波射频的低温疗法和定位辐射切除。

实现本发明的方法和系统包括手动或自动或两者结合进行或完成所选择的任务和步骤。此外，根据本发明的方法和系统的优选实施方案的仪器和设备，所选步骤可以由硬件或者运行于任何固件的系统上的软件或者其组合来实现。例如，作为硬件，本发明所选步骤可以实施为芯片电路。作为软件，本发明所选步骤可以实施为由使用适当算法的计算机执行的多个软件指令。在任何一种情况下，本发明的方法和系统的所选步骤可以被描述为诸如执行多个指令的计算平台的数据处理器。

附图说明

这里，仅利用例子参照附图对本发明进行描述。现在具体地详细参考附图，为了说明本发明的优选实施方案，确认哪些内容是最有用的和更容易地理解本发明的原理和概念，图中借助于例子显示了本发明的细节。在这点上，除了对本发明有一个基本了解所需的内容之外，没有对本发明的结构上的细节做更详细的显示，利用附图所做的描述会使那些本领域的熟练人员意识到如何在实际中实现本发明的几种形式。

附图说明

附图中：

图 1 是一个依照本发明说明的系统的“黑框”图；

图 2 是一个依照本发明说明的用作支承所显示的放射性辐射探测器的一个位置跟踪系统的关节杆透视图；

图 3 概要图示了一个依照本发明说明的放射性辐射探测器，支承一对三个轴对称的加速计，用作一个位置跟踪系统。

图 4 概要表示了一个依照本发明说明的与另一类型的位置跟踪系统通信的放射性辐射探测器；

图 5 是用来实现本发明的一个实施方案的一个窄角度或宽角度的

放射性辐射探测器的简化截面图；

图 6 显示了可以用图 5 中的探测器实现的一个扫描协议；

图 7 是一个空间敏感的用于实现本发明的另一实施方案的诸如 γ 射线照相机的放射性辐射探测器的简化截面图；

图 8 显示了可以用图 7 中的探测器实现的一个扫描协议；

图 9 显示的是一个依照本发明说明的系统，使用四个位置跟踪系统来协同跟踪一个患者、一个放射性辐射探测器、一个成像仪器和一个外科仪器的位置；

图 10 显示了依照本发明的一对通过一个连接器，最好是一个挠性连接器或一个连接到连接器的柔性连接机构相连的放射性辐射探测器的使用；

图 11 是依照本发明说明的一个外科仪器和附带的系统元件的示意图；

图 12 是依照本发明的一个优选实施方案构建和运行的一个成像系统的简化图示说明，包括一个辐射探测器和位置传感器、位置跟踪系统、医学成像系统和坐标读数系统；

图 13 是依照本发明的一个优选实施方案的利用一个连接到图 12 中的位置跟踪系统的核辐射探头形成一维图像的过程；

图 14 是依照本发明的一个优选实施方案的利用图 12 中系统的核辐射探测器对一个辐射点源进行的检测的简化曲线，该曲线没有进行进一步的处理；

图 15 是一个依照本发明的一个优选实施方案的用于图 12 中的成像系统的平均算法流程图；

图 16 是依照本发明的一个优选实施方案的利用图 12 中系统的核辐射探头对一个辐射点源进行的检测的进行了平均处理的简化曲线；

图 17 和 18 分别是由图 12 中系统的 γ 射线探头产生的图像的强放射性十字形和强放射性条形断层影像简图；

图 19 是一个依照本发明的一个优选实施方案的用于图 12 中的成像系统的最小化算法流程图；

图 20 是依照本发明的一个优选实施方案的利用图 12 中系统的核辐射探头对一个辐射点源进行的检测的进行了最小化处理的简化曲线；

图 21 是依照本发明的一个优选实施方案构建和运行的一个图像重构系统的简化图示说明，该系统产生一个由医学图像、最大辐射点的位置和治疗仪器位置的组合图像；

图 22 依照本发明的一个优选实施方案的辐射图重构算法的简化流程图；

图 23A 和 23B 分别表示的是在由本发明的系统和由常规的 γ 照相机产生的图像中观察到的自主甲状腺瘤的放射性同位素示踪的图形；

图 24A 和 24B 分别表示的是在由本发明的系统和由常规的 γ 照相机产生的图像中观察到的被认为是肱骨佩吉特氏疾病的放射性同位素示踪的图形；

图 25A 和 25B 分别表示的是在由本发明的系统和由常规的 γ 照相机产生的图像中观察到的慢性骨髓炎的放射性同位素示踪的图形；和

图 26A 和 26B 分别表示的是在由本发明的系统和由常规的 γ 照相机产生的图像中观察到的从神经管细胞瘤产生的骨骼转移性病灶的放射性同位素示踪的图形；

图 27A - G 说明的是由本发明提供的一个用于在一个控制值内估算辐射源分布的算法的操作。

具体实施方式

本发明的涉及的是一种放射性辐射探测器，配有一个位置跟踪系统，在功能上与二维或三维医学成像仪器和/或与最小进入的或其它外科手术工具集成在一起。就人体的成像部分的位置而言，本发明可以用于计算一个集中的放射性药物在人体中的位置，例如，可以用该信息进行一个有效的和高精确度的最小进入的外科手术。

参考附图和相关的描述，可以更好地理解本发明的原理和工作过程。

在详细解释本发明的至少一个实施方案之前，应当清楚本发明的应用不局限于下面描述的或附图中所示的部件构造和配置的细节。本发明可以用于其它的实施方案或以多种方式实施或实现。而且，应当清楚，这里所采用的措词和术语是为了对本发明进行描述而采用的，而不应理解为一种限制。

至少四十年前，在医学文献中已经介绍了使用放射性物质标记患者身体中有病理活动的组织，通过放射性辐射探测器来确定该组织的位置

和划分的方法。从那时起，为诊断和治疗而对具有放射性同位素标记的组织进行定位和划分的技术得到了显著的发展。事实上，在某种疾病，如癌症、血液凝块、持续性肌阵挛和脓肿的诊断/或治疗中，这一方法正在变为一种公认的做法，在患者身体中输入单细胞系的抗体或其它药剂，如以放射性同位素标记（如^{99m}锝，⁶⁷镓，²⁰¹钨，¹¹¹钼，¹²³碘，¹⁸氟和¹²⁵碘）的血纤蛋白原、氟基脱氧葡萄糖。这种放射性药剂有助于在特定的组织和细胞类型中定位，而在诸如癌症组织的活行中心的病理上较活跃的组织中增大特定的放射性药物的摄取或结合，这样，可以通过一个射线探测器来检测下面的同位素的核蜕变所放出的射线，以更好地定位肿瘤的活性部分。例如，这种射线可以是 α 、 β^- 、 β^+ 和/或 γ 射线。

在另外一种形式的应用中，可以用放射性物质来检测血管中的血液流量等级和流入到一个组织的等级，如冠状血流量和进入心肌的量。

现在参考附图，图 1 说明了依照本发明的系统，用于计算一个放射性辐射源在一个坐标系统中的位置的系统，下面将该系统称为系统 20。

系统 20 包括一个放射性辐射探测器 22。依照本发明的系统 20 进一步包括一个位置跟踪系统 24。系统 24 与放射性辐射探测器 22 相连并与之通信，以便以 2、3、或更大的，比如 4 或者最好是 6 的自由度（ x ， y ， z ， ρ ， θ 和 ϕ ）来监测探测器 22 在由一个坐标系统 28 定义的一个二维或三维空间中的位置。系统 20 进一步包括一个数据处理器 26。如下面将要详细描述，数据处理器 26 被设计和配置用来接收位置跟踪系统 24 和放射性探测器 22 的输入，来计算放射性辐射源在座标系统 28 中的位置。这里，术语“坐标系统”和“三维空间”是可以交替使用的。如图 10 中所示，通过一个物理连接器相连的、其位置均被跟踪的一对（或更多的）探测器 22 可以被用来计算放射性辐射源在座标系统 28 中的位置。如果使用了一个以上的探测器 22，则探测器 22 最好通过一个连接器 29 相互连接。连接器 29 最好是柔性的。或者，通过探测器 22 与连接器 29 之间的连接来提供所需的灵活性。

在该技术中，位置跟踪系统本身是众所周知的，可以使用多种方法中的一种，来以 2、3、最大可达 6 的自由度来确定在一个由一个坐标系统定义的二维或三维空间的位置。某些位置跟踪系统采用可移动的物理连接和适当的移动监测装置（如电位计）来跟踪位置的变化。这样，这种系统在检测过后，即可跟踪位置的变化，由此随时来确定实际位置。

这种位置跟踪系统的一个例子是软节臂。

图 2 显示了一个软节臂 30，包括 6 个旋臂部件 32 和一个支架 34，因此可以以 6 个自由度来提供位置数据。可以以一种或多种方式来位置变化的监测。例如，为每个旋臂 32 提供电位计或光学编码器 38，用来监测相邻旋臂 32 之间的角度，由此监测每个这样的旋臂和相邻旋臂之间的角度变化，来确定与软节臂 30 物理连接的放射性辐射探测器 22 的空间位置。

如图 3 中所示，其它的位置跟踪系统可以直接连接到放射性辐射探测器 22，以便监测其空间位置。这种位置跟踪系统的一个例子是一类三个三轴（如相互垂直的）定向的加速计 36，可以用来监测放射性辐射源 22 在一个空间中的位置变化。如图 3 中所示，可以用一对这样的仪器以 6 个自由度来确定探测器 22 的位置。

如图 4 和 10 中所示，不管前面确定的位置如何，其它的位置跟踪系统重新确定一个位置，来跟踪位置的变化。通常，这种系统采用一组在一个三维空间中的已知位置分布的接收器/发射器 40，以及分别与被监测位置的对象的物理相连的发射器/接收器 42。在这种情况下，采用基于时间的三角测量和/或相移三角测量，来周期性地确定被监测对象的位置，在本例中为放射性探测器 22 的位置。例如，在这里全面参照的美国专利 5,412,619; 6,083,170; 6,063,022; 5,954,665; 5,840,025; 5,718,241; 5,713,946; 5,694,945; 5,568,809; 5,546,951; 5,480,422 和 5,391,199 中介绍了在使用声学（如超声波）电磁辐射（如红外线、射频）或磁场和光学编码的多种场合下采用的这样一个位置跟踪系统的例子。

在本领域中放射性辐射探测器是众所周知的，可以使用若干种方法的一种，来确定一个对象或该对象的一部分的放射性辐射量。根据射线的类型，这样的探测器通常包括这样的物质，当放射性衰变发出的粒子相互作用时，该物质在一个宽线性运行范围内以正比于辐射线碰撞能级的能级发射电子或光子。电子或光子的发射时可测量的，因此，用来定量确定辐射能级。例如，像素化的（Pixellated）或未像素化的（unpixellated）的 N 型、P 型、PIN 型固体探测器包括 Ge、Si、CdTe、CdZnTe、CdSe、CdZnSe、HgI₂、TiBrI、GaAs、InI、GaSe、钻石、TlBr、PbI₂、InP、ZnTe、HgBrI、a-Si、a-Se、BP、GaP、CdS、SiC、AlSb、

PbO、BiI₃和 ZnSe 探测器。气体（如 CO₂CH₄）填充的探测器包括电离室探测器，正比计数管探测器和盖革计数管探测器。闪烁探测器包括有机闪烁体晶体和液体，如 C₁₄H₁₀、C₁₄H₁₂、C₁₀H₈ 等等。塑料 NE102A、NE104、NE110、Pilot U 和无机闪烁体，如 NaI、CsI、BGO、LSO、YSO、BaF、ZnS、ZnOCaWO₄和 CdWO₄。已知的还有闪烁纤维探测器。闪烁体耦合包括下列类型的光电倍增管（PMT）：侧面型、正面型、半球形、位置灵敏型、microchannel 盘式光电倍增管（MCT-PMT）和电子光电倍增管或光电二极管（和光电二极管阵列），如 Si 光电二极管、Si PIN 光电二极管、Si APD、GaAs (P) 光电二极管、GaP 和 CCD。

图 5 显示了一个窄角度或宽角度放射性辐射探测器 22'。窄角度或宽角度放射性辐射探测器 22'包括一个窄缝隙（准直器），以便仅允许从一个预定的角度方向（如宽角度：1-280 度，最好是窄角度：1-80 度）到达的射线进入探测器。例如，特别适合于图 10 中的配置的窄角度或宽角度放射线探测器是由 Neoprobe, Dublin, Ohio (www.neoprobe.com), USA、Nuclear Fields, USA (www.nufi.com)、IntraMedical Imaging, Los Angeles, CA, USA (www.gammaprobe.com) 制造的。

如图 6 中所示，这样的—个探测器通常用来通过从多个方向和距离扫描放射性对象的表面进行放射性的逐点测量。在图中所示的例子中，采用了从四个不同方向的扫描。应当意识到，如果从不同的角度和距离上采集到足够的辐射计数，并且在这样的扫描中同时监测和记录探测器 22'的空间位置和方向，那么可以重构一个放射性区域的三维模型，并确定其空间位置。如果联合采用两个或多个探测器，如图 10 中显示的配置，则可以更快地采集到结果。

图 7 显示的是另一个放射性探测器的例子，即一个空间灵敏的（像素化的）放射性辐射探测器 22''（如一个 γ 照相机）。实际上，探测器 22''包括一个许多窄角度检测单元 23 的阵列。依照本发明，采用这样的—个配置来减小测量的量和获取足够数据以便重构放射性物体的三维模型所需的角度的例子。例如，这里参考的美国专利 4, 019, 057; 4, 550, 250; 4, 831, 262; 和 5, 521, 373 中介绍了多种情况下采用的空间灵敏的放射性探测器的例子。一个附加的例子是康普顿探测 (<http://www.ucl.ac.uk/Medphys/posters/giulia/giulia.htm>)。

图 8 显示了另外一种由空间灵敏的放射性探测器 22'' (如 γ 照相机) 进行的扫描。

用于本发明的一个特别有优势的放射性辐射探测器是康普顿 γ 探测器, 因为在康普顿 γ 探测器中, 空间分辨率与灵敏度无关, 显然可以超过定向成像系统的噪声等效灵敏度, 得到高空间分辨率的系统。康普顿探头是一种新型的 γ 探测器, 它利用康普顿散射运动来构建一个源图像, 而无需借助于机械准直器。康普顿望远镜首次建造于 20 世纪 70 年代, 用于天文观测 [V. Schoenfelder 等人, *Astrophysical Journal* 217 (1977) 306]。最初的医学成像实验室仪器是在 20 世纪 80 年代提出的 [M. Singh, *Med. Phys.* 10(1983) 421]。康普顿 γ 探头的潜在优势包括效率更高、无需探测器的移动即可进行三维成像、和系统更加紧凑和轻便。在康普顿 γ 探头中, 高能 γ 从一个第一探测器层 (或探测器阵列) 散射进入一个第二探测器层阵列。在两个探测器中对每个 γ 射线储存的能量进行测量。利用两个探测器之间画出的线路, 可以求解康普顿散射方程, 以确定锥体关于这一轴线的可能的方向, γ 射线必须以此方向进入第一探测器。然后根据多个事件得到锥体的交点, 以在探测器的可视域中定位 γ 源。显然, 只考虑吻合的事件, 更准确地确定其能量, 减小到达锥体的空间角度的不确定性。探头的电气系统将对多个探测器进行的符合条件的测量结果与具有很好的能量分辨率的探测器层相结合。第一层探测器的几何形状和材料的选择在系统的成像性能中起到重要的作用, 并取决于 (i) 与其它相互作用相比的单一康普顿事件的材料效率; (ii) 探测器能量分辨率; (iii) 探测器位置分辨率。特别是, 两个部件组合所产生的总的角度分辨率, 与能量分辨率和探测器的像素体积有关。

这样, 如本发明所介绍的, 将一个放射性辐射探测器连接到一个位置跟踪系统上, 可以进行瞬时放射性检测, 并同时进行位置跟踪。这样, 能够精确地计算放射物体的形状、尺寸和轮廓, 及其在一个三维空间的精确位置。

因此, 本发明提供了一种方法, 用来确定放射性辐射源在一个坐标系中的位置。该方法是通过下列步骤实施的 (a) 提供一个连接到一个位置跟踪系统并与之通信的放射性辐射探测器; 和 (b) 监测从辐射源发出的辐射, 同时, 监测放射性辐射探测器在坐标系中的位置, 由此确

定放射性辐射源在坐标系统中的位置。

本领域技术人员将会意识到，该由系统 20 产生的模型可以投影到任何其它的坐标系统上，或者，其它的位置跟踪系统可以共用由位置跟踪系统 24 确定的坐标系统，正如下面进一步的详细描述，这样不需进行投影。

这样，如图 1 中进一步显示，本发明的系统 20 可以用于计算放射性辐射源在一个第一座标系统 28 中的位置，并进一步将其投影到一个第二座标系统 28' 上。该系统包括放射性辐射探测器 22、连接到放射性辐射探测器 22 并与之通信的位置跟踪系统 24、和数据处理器 26，设计和配置用来 (i) 从位置跟踪系统 24 和放射性辐射探测器 22 接收数据输入；(ii) 计算放射性辐射探测器在第一坐标系统中的位置；和 (iii) 将放射性辐射探测器的位置投影到第二坐标系统上。

本发明还提供了一种用于计算放射性辐射探测器在一个第一坐标系统中的位置并将其投影到一个第二坐标系统中的方法。该方法是通过下列步骤实施的 (a) 提供一个连接到一个位置跟踪系统或与之通信的放射性辐射探测器；和 (b) 监测从辐射源发出的辐射，同时，监测放射性辐射探测器在第一坐标系统中的位置，由此确定放射性辐射源在第一坐标系统中的位置，并将其投影到第二坐标系统上。

应当意识到，一个放射性辐射探测器和一个与其相连和/或与其通信的位置跟踪系统的组合能够使一个合适的处理器产生放射性辐射源的一个二维或三维图像。可以采用一个算法来计算图像强度，例如，基于一个平均辐射计数并产生一幅图像的概率函数，其中辐射计数的间隔越小，图像越亮，反之亦然，而在对一个位置进行重新扫描时进行向下补偿。为此，可以采用一个定向的探测器进行一个徒手扫描。

在一个实施方案中，当利用探测器扫描一个人体区域时，使探测器沿着一个确定人体曲线和实际上用作一个位置跟踪指针的三维表面移动。可以利用该信息来确定放射性辐射源相对于人体外表面的位置，以便产生辐射源和人体曲线的三维绘图。也可以在一个开放外科手术，如开放的胸部外科手术中采取这一方法，以便为外科手术实时地提供有关组织功能的信息。

可用于本发明的放射性辐射探测器可以是一个 β 射线探测器、一个 γ 射线探测器、一个正电子探测器或其任意的组合。可以采用一个对 β

放射（和/或正电子）和 γ 射线灵敏的探测器，例如，通过检测 γ 射线距源的距离并扫描接近放射源的 β 或正电子射线，来改进定位。一个 β 探测器专用于检测来自于放射源电子，如 ^{131}I 碘，或正电子，如 ^{18}F 氟。一个 γ 探测器可以设计为一个单一能量探测器，或者设计为一个可以利用闪烁器中的光强度作为 γ 能量的相对度量的来区分不同类型能量的探测器。而且，该探测器可以设计为通过使用彼此面对的（180度）、其间为器官或组织的探测器来利用符合的检测。放射性探测器可以具有不同直径的不同准直器。大孔的准直器用来获得低分辨率高强度，而小孔的准直器具有高分辨率，但会降低强度。

另一种可能性是采用一个具有偏心孔的移动或旋转的准直器，以便在任意时刻使入射的光子呈一个不同的立体角，这样在不同的时间间隔下从重叠的体积中收集光子。如果探头移动或准直器的偏心孔移动，成像处理的其余部分是类似的。

本发明的系统20可以与其它的医疗设备一同使用，例如，但不局限于，多种成像仪器和/或外科手术仪器中的任意一种。

在本领域中，成像仪器是众所周知的，用于二维（投影或截面的）或三维（cosequtive截面）成像主要的仪器有荧光检查器、计算机化的断层摄影扫描仪、核磁共振成像器、超声波成像器和光学照相机。

通常在三个方位上获得和显示人体的医学图像（i）冠状方向：例如在穿过肩部的一个截面（平面）上，例如，横断肩膀将人体划分为前后两半；（ii）矢状方向：例如从中间向下的截面（平面），将人体划分为左右两半；和（iii）轴向：垂直与人体长轴的截面（平面），将人体划分为上下两半。也可以获得和显示倾斜的视图。

多种类型的X射线成像是诊断多种类型的癌症的关键。常规的X射线成像发展了100多年，但基本原理仍与1895年首次引入时相同。调谐一个X射线源，并发射该X射线穿过所关注的人体部位到位于人体部位下面或后面的胶卷暗盒上。X射线的能量和波长允许其穿过人体部位并产生诸如骨头的内部结构的图像。例如当X射线穿过手掌时，受到其遇到的不同密度的组织的衰减。由于骨头的密度大，因此比其周围的软组织对X射线造成的衰减要大。正是这些吸收上的差别和胶片相应的曝光等级的变化，产生了图像。实际上，在X射线穿过人体时，X射线产生由其确定的柱状三维像素的综合密度的投影。

荧光检查是一种基于用来检测上胃肠道（GI）系统（如胃和肠管）异常的胶片 X 射线的原理的方法。荧光检查成像产生一个移动的 X 射线图片。医生可以观察屏幕，看到患者身体的一幅图像（如跳动的心脏）。利用附加的电视摄像机和荧光检查“图像增强器”，使荧光检查技术得到了很大的改进。今天，许多常规的 X 射线系统具有在 X 射线照相和荧光照相模式之间进行切换的能力。最新的 X 射线系统具有利用数字探测获取 X 射线图像和荧光图像的能力。

计算机 X 射线断层造影术（CT）是基于 X 射线的原理，其中用测量 X 射线轮廓的探测器来替代胶片。在 CT 扫描仪的罩内是一个旋转的支架，一侧安装有一个 X 射线管，另一侧安装一个探测器。当旋转支架围绕患者旋转 X 射线管和探测器时，产生一个扇形 X 射线束。X 射线管和探测器每旋转 360 度，就获取一幅图像或“切片”。利用 X 射线管和 X 射线探测器前端的铅制遮光器，将这一“切片”的厚度准直到 1mm 和 10mm 之间。

X 射线管和探测器进行 360 度旋转时，探测器获取衰减的 X 射线束的多个剖面图。通常，在一个 360 度一圈中，可采样 1,000 个剖面图。由探测器将每个剖面图在空间上进行划分，并送入约 700 个独立通道中。然后，利用专用的计算机将每个剖面图反向重构（或“反投影”）为被扫描“切片”的一个二维图像。

CT 桶架和台面具有多个微处理器，控制桶架的旋转、台面的移动（上/下、进/出）、倾斜桶架以获得倾斜的图像、和其它的功能，诸如开关 X 射线束。CT 包括一个滑环，允许从稳压电源向连续旋转的桶架传送电能。对电滑环进行的革新已经产生了一种新型的称为螺旋扫描的 CT。现在，这些螺旋型扫描仪可以在 20-30 秒的停止呼吸期间快速成像如肺部等组织区域。螺旋型 CT 不是获得一组可能因患者在切片采集期间的轻微移动或呼吸（和肺部/腹部移动）而偏离方向的独立切片，而是在患者的身体组织完全在一个位置上时获得一批数据。然后，可以对这一批数据进行计算机重构，提供一个诸如复杂的肾动脉或主动脉血管的三维模型。螺旋 CT 可以获得特别适合三维重构的 CT 数据。

MR 成像在检测诸如肿瘤的软组织病变上优于 CT，因为它具有很好的对比分辨率，表面它可以特别清晰地显示细微的软组织变化。这样，MR 是通常选择的诊断肿瘤和搜索转移性病灶的方法。MR 利用磁能量和无线电波来产生人体的单一或持续的截面图像或“切片”。大多数 MR 系统的

主要部件是大型的管状或圆柱型磁体。此外，还有具有 C 型磁体或其它类型的非闭合设计的 MR 系统。MR 系统的磁场强度是用公制单位“特斯拉”来测量的。大多数圆柱型磁体具有 0.5-1.5 特斯拉的磁场强度，而大多数非闭合或 C 型磁体具有 0.01-0.35 特斯拉的磁场强度。

在 MR 系统的内部产生一个磁场。每次 MR 监测通常包括 2-6 个系列程序。一个“MR 程序”是获取产生一个的特定的图像方向和一个特定类型的图像外观或“对比度”的数据。在检查期间，打开或关闭一个无线电信号，结果是，身体中不同原子吸收的能量反射回体外。这些反射是通过“梯度线圈”连续测量的，梯度线圈是通过开和关来测量 MR 信号反射的。在旋转坐标系统中，净磁化矢量从纵向位置转过一个和射频脉冲的时间长度成正比的距离。某个时间之后，净磁化矢量转过 90 度，位于横向或 x-y 平面上。可以在这个位置检测 MRI 上的净磁化强度。净磁化矢量转过的角度通常被称为“翻转”或“倾斜”角。在该角度大于或小于 90 度处，将在 x-y 平面上仍有一个小的磁化分量，因此可以进行检测。射频线圈是 MRI 系统的“天线”，可以向患者传播 RF 和/或接收返回信号。在主体线圈用作一个发送器时，RF 线圈可以仅用来接收；也可用来发射和接收（收发器）。表面线圈是最简单的线圈。是圆形的或矩形的简单导线环，位于所关注的区域之上。

一台数字计算机将这些反射重构为一幅人体的图像。MRI 的一个优势是它可以很容易地从任意方向观测人体，而 CT 扫描仪通常只能得到垂直于或近似垂直于人体的截面图。

超声波成像是一种多用途的扫描技术，利用声波产生器官或组织结构的图像，来进行诊断。超声波过程包括在接近患者皮肤所关注区域，如肾脏的皮肤上，放置一个称为传感器的小型装置。超声波传感器组合了发射和接收声音的功能。该传感器产生一个可穿透人体并从内部器官反射的不可闻的高频声波。当声波从内部结构或器官的轮廓反射回来时，传感器检测该声波。不同组织对声波的反射不同，产生可以测量并转换为一幅图像的信号。这些声波是由超声波仪器接收并通过计算机和重构软件转换为实况图像。

超声波扫描具有许多用途，包括：疾病和组织结构异常的诊断，辅助进行其它的诊断过程，如穿刺活检等。

某些超声波技术具有一些限制：不是在任何情况下都能获得良好的

图像，扫描可能不会产生和其它诊断成像过程一样精确的结果。此外，扫描结果可能受物理异常、慢性疾病、过大的移动或不正确的传感器放置的影响。

当今，可以利用二维（截面）和三维（consecutive 截面）的超声波成像技术。值得一提的是多普勒三维超声波成像。

在许多情况下，成像仪器本身包括（如荧光成像，CT，MRI）和/或集成有位置跟踪系统，可以利用这样的系统进行三维图像模型的重构并提供一个在三维空间中的位置。

应当意识到，类似于视觉系统，依照本发明也可以利用光学照相机通过多个（至少两个）方向的人体成像来产生三维图像数据。这种类型的成像特别适用于开放胸腔外科手术或其它开放外科手术。在该技术领域，根据一对空间镜图像来计算一幅三维图像的软件是众所周知的。

这样，如这里和随后的权利要求中所用的，术语“三维成像仪器”是指任何类型的成像设备，包括产生一幅三维图像的软件和硬件。这样一个设备可以通过连续的、如同从一个单一方向观察的人体截面成像来产生一幅三维图像。或者，这样一个设备可以通过从不同角度或方向（通常为两个角度）进行成像，然后将数据合并为一幅三维图像，来产生一幅三维图像。

该领域中的外科手术仪器也是众所周知的，可以利用多种配置中的一种，来进行最小进入的外科手术。其例子包括激光探头、心脏和血管肉瘤导管、内窥镜探头、活体组织穿刺针、呼吸管或针、切除设备、超声波探头、光纤显微镜、腹腔镜检查探头、温度探头和抽吸/冲洗探头。例如这里全面参考的美国专利 6,083,170; 6,063,022; 5,954,665; 5,840,025; 5,718,241; 5,713,946; 5,694,945; 5,568,809; 5,546,951; 5,480,422; 5,391,199; 5,800,414; 5,843,017; 6,086,554; 5,766,234; 5,868,739; 5,911,719; 5,993,408; 6,007,497; 6,021,341; 6,066,151; 6,071,281; 6,083,166 和 5,736,738 中介绍了在多种医疗场合使用的这些外科手术仪器的例子。

对于某些应用，上述专利清单中提供了这些应用的例子，外科仪器是与位置跟踪系统集成在一起的，能够在放入或导向被治疗患者的身体时，监测这些仪器的位置。

根据本发明的一个优选实施方案，外科仪器配有一个附加的与其连接或置于其中的放射性辐射探测器。依照本发明的优选方案，该附加的探测器适用于精密调整体内发出的和靠近辐射源的放射性辐射的位置。因为外科工具最好连接到一个位置跟踪系统或与之通信，可以监测附加探测器的位置，利用其读数来精密调整体内辐射源的位置。这样，依照本发明的这一特征，至少一个体外探测器和一个体内探测器共同以一个最高精确度确定体内辐射源的位置。体外探测器提供源的大体位置，用于引导外科仪器，而体内探测器用于在治疗或活体检查之前再次确认的准确使以一个最高精度正确对准了放射源。

根据本发明的该优选实施方案，使用了上述的一个体外和一个体内探测器，而对于某些应用而言，可以使用单一的体内探测器，该探测器连接到或集成到一个对其位置进行了跟踪的外科仪器中。

使用体内和体外探测器需要仔细选择放射性药剂使用的同位素。可以利用适当处理诸如 γ 射线的强辐射的准直器构造体外探测器，体内探测器本身很小，在设计和构造上受到所使用的外科仪器的限制。由于用于高能（80-511KeV） γ 射线的准直器本身具有强鲁棒性，不容易用于微型的探测器，电子（ β ）和正电子射线的特点是：（i）当它们处于低能量和高化学反应能力时，能够被生物组织很好地吸收；和（ii）可以很容易利用薄金属准直器准直和聚焦。也可以在体内应用中使用低能（10-30KeV） γ 射线，因为可以利用 Tantalum 或 Tungsten 薄层来准直 γ 正光子。这样，选择放射性药物来发出 γ 和 β 和/或正电子射线，而设置体外探测器来监测高能 γ 、设置体内探测器来检测低能 γ 、 β 和/或正电子射线。发出高能 γ 和/或低能 γ 、 β 和/或正电子射线并且本身可用作复合放射性药剂的一部分的同位素包括，但不局限于， ^{18}F 、 ^{111}In 和 ^{123}I 放射性，放射性药物有，但不局限于，2-[^{18}F]氟-2-脱氧-D-葡萄糖（ ^{18}F FDG）、 ^{111}In -Pentetreotide（[^{111}In -DTPA-D-Phe¹]-octreotide）、L-3-[^{123}I]-Iodo-alpha-甲基-酪氨酸（IMT）、0-（2-[^{18}F]氟乙烷基）-L-酪氨酸（L-[^{18}F]FET）、 ^{111}In -Capromab Pentetide（CYT-356, Prostascint）和 ^{111}In -SatumomabPentetide（Oncoscint）。

图11说明了一个依照本发明的该特征的系统。外科手术仪器100连接到本领域所熟知的切除/吸引控制元件102上。外科仪器100包括一个放射性探测器104，具有一个准直器106，来准直低能 γ 、 β 和/或正电

子射线。在某些实施方案中，如箭头 108 所示，探测器 104 可以在仪器 100 中平移。其中具有一个连接到仪器 100 的元件 110 的位置跟踪系统和另一具有固定位置的元件 112 用来以 2、3、最高可为 6 的自由度随时监测仪器 100 的位置。放射性辐射探测器 104 与一个计数器 114 通信，来计数低能 γ 、 β 和/或正电子射线。所有的数据被传送到一个处理器 116，并由其进行处理。可以根据从利用这里另外描述的一个共用的显示设备的成像仪器中获取的成像数据，将 2D 或 3D 数据进行投影。也可以协同显示外科仪器本身的真实和虚拟图像。可以安装到内部的市场上可买到的放射性辐射探测器的例子，如活体组织穿刺针，包括如 PPLASTIFO 制造的 S101 和 S104 的闪烁塑料光纤或在光纤边缘与一个闪烁器（探测器涂料或闪烁晶体）通信的光纤。如本领域中所熟知的，可以在视觉上或通过一个声音信号来报告检测的射线的能级。

以此，配备有一个放射性辐射探测器并与一个位置跟踪系统相连和/或与之通信的外科仪器组成了依照本发明的该特征的一个实施方案。这样的—个和常规的成像仪器和/或体外放射性辐射探测器共同作用的设计组成了依照本发明的该特征的另外一个实施方案。在所有情况下，配备有一个放射性辐射探测器并与一个位置跟踪系统相连和/或与之通信的外科仪器用来就地微调人体中的放射源。

应当意识到，在某些最小进入的疗法中，甚至要通过位置跟踪系统对患者本身的位置进行监控，例如，使用附加在身体的某个位置的电子或物理基准标记来进行监控。

这样，如下面进一步描述的，通过将从上述的装置中接收的三维数据和位置投影到一个公共坐标系统中，或者，对于所有的装置采用一个共同的坐标系统，可以将数据集成到一个远处高级的综合显示中。

图 9 显示了该理想结果的例子。在所显示的实施方案中，利用四个独立的位置跟踪系统 50、52、54 和 56 来跟踪患者 58、成像仪器 60、一个放射性辐射探测器 62 和一个外科仪器 64 分别在四个独立的坐标系统 66、68、70 和 72 中的位置。如果患者是静止的，则无需跟踪患者的位置。

应当清楚，所用的任何附属设备或所有的位置跟踪系统都可以集成到一个或多个共同的位置跟踪系统中，所用的任何附属设备或所有的位置跟踪系统可以共用一个或多个坐标系统，而且在任何坐标系统中描述

的位置跟踪系统获得的位置数据都可以投影到任何其它坐标系统或一个独立（第五）坐标系统 74 上。在一个优选实施方案中，为了适用于患者躯干处，坐标系统应是一个考虑了治疗期间患者的胸部呼吸移动的动态坐标系统。

如 76 处所示，记录由探测器 62 收集的原始数据，如 78 处所示，利用位置和放射性记录来产生患者的身体器官的一个放射性药物摄取部分的三维模型。

类似地，如 80 处所示，记录由成像仪器 60 采集的成像数据，利用位置和成像数据记录来产生成像的患者身体器官的三维模型。

然后，如 84 处所示，将所有采集到的数据送入一个处理数据的数据处理器 82，产生有关患者 58 和外科仪器 64 的位置的放射性数据和成像数据的一个组合的或叠加的显示。

然后，可以利用本身可以在组合中显示的仪器 64 来进行更精确的治疗。处理器 82 可以是一个单一的整体或可以包括多个直接与一个或多个所描述的装置通信或集成在其中的处理站。

本发明提供了优于现有技术的一个主要优势，因为它在位置处理上集成了由两种独立的成像技术 - 常规成像和放射性成像获得的与身体部分有关的数据，由此使外科医生能够精确定位要采样或治疗的身体部分。

应当意识到，图 9 中描述的部分设备可以用作独立的系统。例如，探测器 62 及其位置跟踪系统的组合、仪器 64 及其位置跟踪系统的组合在某些情况中足以能够进行体内治疗。如仅为了诊断的目的，而无需进行活组织检查，则探测器 62 的位置跟踪系统和仪器 60 的位置跟踪系统就足够了。

现在参考图 12，该图说明的是一个依照本发明的一个优选实施方案构建和运行的成像系统 200。成像系统 200 最好包括一个放射性探头 202，如上面参考图 5 和 10 所描述的窄角度放射性辐射探测器 22'。

提供一个位置传感器 204，用来检测放射性探头 202 的位置。位置传感器 204 可以在物理上连接到放射性探头 202 上，也可以与其分离。位置传感器 204 将感应到的位置数据发送给一个位置跟踪系统 206。位置跟踪系统 206 可以类似于前面参考图 1 所描述的位置跟踪系统，而位置传感器 204 可以是任何适用于此类位置跟踪系统的传感器。

另外一种可以用来定位放射性辐射源的方法是使用一个连接到位置传感器 204 的小型手持 γ 照相机 205(如 DigiRad2020tc ImagerTM, 9350 Trade Place, San Diego, California 92126-6334, USA)。

位置跟踪系统 206 能够使辐射探头 202 在所关注的区域上自由地进行二维或三维的来回扫描, 最好在每次扫描间增加一个短的距离。位置跟踪系统 206 跟踪射线探头 202 在位置跟踪坐标系统中的位置, 如相对于原点 O_p 的距离 X_p 、 Y_p 和 Z_p 。

成像系统 200 还包括一个医疗成像系统 208, 如, 但不限于, 计算机 X 射线断层造影术 (CT)、核磁共振成像 (MRI)、超声波成像、正电子发射层析成象 (PET) 和单一正电子发射层析成象 (SPECT)。医疗成像系统 208 提供患者 209 在医疗成像坐标系统中的图像, 如相对于原点 O_m 的距离 X_m 、 Y_m 和 Z_m 。

如这里参考的美国专利申请 09/610,490 中所描述的, 成像系统 200 还包括一个坐标注册系统 210。坐标注册系统 210 适于向医疗成像系统的坐标注册位置跟踪系统的坐标。

位置跟踪系统 206、医疗成像系统 208 和坐标注册系统 210 最好与一个处理单元 212 (也称为数据处理器 212) 进行有线或无线通信。

在成像系统 200 运行过程中, 在进行了患者 209 的放射性药物处理之后, 临床医生/内科医生/外科医生 (没有在图中显示) 可以在检查中围绕目标区域移动或扫描辐射探头 202。通过利用辐射探头 202 测量辐射计数率并由位置跟踪系统 206 利用校正计数率指示来校正该计数率, 获得目标区域的生理活动图, 来跟踪辐射探头 202 的移动或扫描运动。

现在参考附图 13, 该图说明了依照本发明的一个优选实施方案的具有辐射探头 202 的成像形式。为了简明起见, 图 13 中显示的例子是针对一个一维图像形式, 但很容易理解, 对于其它维数的图像形式, 可以采用同样的原理。

在一个实施本发明的例子中, 辐射探头 202 可以是一个包含一个准直器 211 和辐射探测器 213 的 γ 射线探头。通过探头准直器 211 将 γ 射线投影到辐射探测器 213 上, 根据检测到的辐射产生电信号。辐射探头 202 向一个包含脉冲高度分析仪电路 (没有在图中显示) 的探头计数器 215 发送脉冲, 脉冲高度分析仪电路分析由辐射探测器 213 产生的电信号。如果该电信号是处在一个选定的能量窗中, 则由探头计数器 215 来

计数辐射的能级，即辐射计数器的数值。

合适的辐射探测器的例子包括固体探测器（SSD）（CdZnTe, CdTe, HgI, Si, Ge 等等）、闪烁探测器（NaI (TI), LSO, GSO, CsI, CaF 等等）、气体探测器、或闪烁纤维探测器（S101, S104 等等）。

与辐射探头 202 相关的位置传感器 204 检测辐射探头 202 的位置，位置跟踪系统 206 计算和监测辐射探头 202 在位置跟踪坐标系统中的位置。以 2、3、最高可达 6 的自由度来计算和监测直线方向位移 - X、Y 和 Z 以及围绕 X、Y 和 Z 轴的旋转（即分别为旋转的角度 ρ 、 θ 和 ϕ ）。

适当的位置跟踪系统的例子包括测量机械臂（FaroArm, <http://www.faro.com/products/faroarm.asp>）、光学跟踪系统（Northern Digital Inc., Ontario, Canada NDI-POLARIS 无源或有源系统）、磁跟踪系统（NDI-AURORA）、红外跟踪系统（E-PEN 系统, <http://www.e-pen.com>）和超声波跟踪系统（E-PEN 系统）。

处理单元 212 将探头计数器 215 的辐射探测计数率和位置跟踪系统 206 的位置信息合并在一起，利用一个成像软件算法 217 形成患者体内的目标区域的放射示踪剂分布的一个二维或三维图像。可以将空间探头位置和空间计数率共同存储在一个存储器中，或者在一个计算机监视器 214 上显示为对应于空间计数率位置的标记图。

图 14 中显示了一个这样的图形的例子，表示的是利用一个连接到位置跟踪系统 206 的 10mm 核辐射探头 202 检测的在人体内 30mm 深的一个辐射点源 218（图 13）的未处理的一维仿真。图 14 的图形向外科医生表示在约 50mm 的探头位置有一个约 500 的最大计数率。

在本发明的一个优选实施方案中，成像软件算法 217 使用了一个平均处理，来改进图 14 的曲线。下面将参考图 15 来描述这一平均处理。

探头计数器 215 将探头计数率信息 $N(X_c, Y_c, Z_c, \rho, \theta, \phi)$ 送入到处理单元 212（步骤 301）。位置传感器 204 将探头位置信息 $(X_c, Y_c, Z_c, \rho, \theta, \phi)$ 送入处理单元 212（步骤 302）。探头参数（如物理尺寸 (dx, dy, dz) ）也被输入到处理单元 212（步骤 303）。

随后，处理单元在处理单元存储器中查找所有表示探头强度的三维象素（即：体象素）（步骤 304），即 $X_c + dx, Y_c + dy, Z_c + dz$ 。处理单元 212 从成像信息起始处（步骤 305）开始计算在每个三维象素中进行的计算处理次数，即 $M(X_c, Y_c, Z_c, \rho, \theta, \phi)$ 。处理单元

212 然后根据下面的公式在每个三维像素中计算新的平均计数率（步骤 306）：

$$N(Xc + dx, Yc + dy, Zc + dz) = \frac{[N(Xc + dx, Yc + dy, Zc + dz) + N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)]}{[M(Xc + dx, Yc + dy, Zc + dz) + 1]}$$

然后，处理单元 212 校正表示在 $N(Xc + dx, Yc + dy, Zc + dz)$ 处接收的三维像素的显示图像（步骤 307）。而后，对下一个探头位置重复进行该算法（步骤 308）。

图 16 中显示了将图 15 中的平均算法应用于图 14 中的例子所得到的图形。

图 17 和 18 分别显示的是由图 15 中的连接位置跟踪系统 206 的 γ 辐射探头和平均算法产生的强放射性交叉影像图像和强放射性 4.77mm 条形影像图像。探测图像是利用一个连接到 ScintiPack 模型 296 的探头 EG&G Ortec NaI (TI) 模型 905-1（厚度 = 1”，直径 = 1”）形成的。所用的位置跟踪系统是可从 Ascension Technology Corporation, P.O. Box 527, Burlington, Vermont 05402 USA (<http://www.ascension-tech.com/graphic.htm>) 购得的 Ascension miniBIRD。Ascension Technology 公司的磁跟踪和定位系统利用直流磁场来克服附近金属产生的阻碍和畸变。信号可以无衰减地穿过人体。

在本发明的另外的实施方案中，成像软件算法 217 可以采用一个最小化处理来改进图 14 中的曲线，如下面参考图 19 所描述。

探头计数器 215 将探测计数率信息 $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$ 送入到处理单元 212（步骤 401）。位置传感器 204 将探测位置信息 $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$ 送入处理单元 212（步骤 402）。探头参数（如物理尺寸 (dx, dy, dz) ）也被输入到处理单元 212（步骤 403）。

随后，处理单元 212 在处理单元存储器中查找所有表示探测体积的三维像素（步骤 404），即 $Xc + dx, Yc + dy, Zc + dz$ ，处理单元 212 从在处理单元存储器中代表探头体积的像素中找到那些具有比输入的探测计数率值 $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$ 高的计数率值 $(Xc + dx, Yc + dy, Zc + dz)$ 的三维像素（步骤 405）。然后，处理单元 212 将较高计数率的三维像素改变为具有输入的探测计数率 $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$ 的三维像素（步骤 406），并校正较高计数率值的三维像素 $N(Xc$

+ dx , $Yc + dy$, $Zc + dz$) 处的显示图像 (步骤 407)。然后对下一个探测位置重复该算法 (步骤 408)。

图 20 中显示了将图 19 中的平均算法应用于图 14 中的例子所得到的图形。

本发明提供了另外一种算法, 以一个控制音量来估算辐射源的分布, 并参考图 27A-27G 对其进行了描述。在该算法中, 假定辐射源包括在所有方向上不均匀辐射的强辐射源, 并假定该辐射源位于和平均分布于一个有限的体积内。

现在参考图 27A 和 27B, 图中显示了一个辐射传感器 600, 通常最好具有与管状准直器一样的形状。如上所述, 利用辐射传感器 600 来记录辐射量子 602, 由此提供单位时间的平均量子数。辐射传感器 600 可以围绕所关注的体积 604 移动。假定在一个给定的时刻传感器 600 的位置及其方向 (记忆所研究的体积 604 的位置) 是已知的 (图 27A)。

最好为管状准直器提供一个辐射量子的圆盘探测器 606。该量子探测器 606 最好放置在管的尾端 608, 辐射量子可以仅通过管的开孔前端 610 到达探测器 606 (图 27B)。

现在参考图 27C, 图中显示了一个座标系统 (x, y, z) , 其原点 0 位于辐射传感器 600 的中心, (x, y) 平面是探测器的平面, z 轴是准直器管的中心。准直器的几何尺寸 - 高 h 和半径 ρ 是已知的。

由于管子的旋转对称性, 很显然总强度为 I 的辐射源 $Q = Q(x, y, x)$ 沿所有方向不均匀辐射, 仅利用 Q 到准直器的轴线 (z 轴) 的距离 r 和 Q 距 (x, y) 平面的距离 z 来确定由辐射传感器 600 的量子探测器 606 记录的强度部分。换句话说, 存在一个仅由准直器参数 ρ 和 h 定义的函数 $\phi(r, z)$ (可以很容易利用 ρ 、 h 、 r 和 z 写出相应的显式表达式), 使得由探测器 606 记录的辐射点 $Q = Q(x, y, x) = Q(r, z)$ 的强度与 $\phi(r, z)$ 和辐射点的总强度 I 成正比。

现在参考图 27D。依照前面的讨论, 如果在一个体积 V 内用某个辐射分布 $I(Q) = I(Q(r, z))$ 来取代一个辐射点, 则由辐射传感器 600 记录的辐射强度正比于下面的积分 (其常数的比例不取决于辐射分布和传感器位置):

$$\int_V I(Q(r, z)) \phi(r, z) dQ \quad (1)$$

现在讨论根据由公式 (1) 的测量方法获得的值进行强度分布 $I(Q)$ 的估算算法。为简明起见, 参考图 27E 来讨论一个二维问题的第一种情况, 其中强度 $I(Q)$ 是分布在某个二维平面中。如下面所描述, 三维问题是二维问题的直接一般化。

如图 27E 中所见, 辐射源是分布在一个平面的矩形区域 V 中。考虑两个坐标系。第一坐标系是一个对于传感器 600 的传感器坐标系 (x, y, z) 。第二坐标系是对应于辐射源平面 (u, v) 的辐射源坐标系 (u, v, w) 。

假定在每次增加离散时间时, 在 (u, v, w) 坐标系中, (x, y, z) 系统的原点位置和 z 轴单元矢量的方向是已知的。换句话说, 移动传感器在 (u, v, w) 坐标系中的位置和方向是已知的, 并假定 (u, v, w) 坐标系是静止的。

认为辐射源在平面 (u, v) 上的某个有界的给定矩形 V 中是根据分布函数 $I(Q)$ 分布的。 $I(Q) = I(u, v)$ 是未知的, 探求 V 中定义的辐射 (或辐射强度) 分布函数。

为了使辐射分布函数 $I(Q)$ 的估算问题规范化, 将认为函数 $I(Q)$ 是根据 V 中定义的函数的某个有限维空间 H 得到的。换句话说, 不估算函数 $I(Q)$ 本身, 而是估算分布函数 $I(Q)$ 的某个有限维近似值。

最简单的有限维近似方法是将矩形 V 划分为若干组等同的矩形单元, 并认为阶跃函数的空间 H 与该划分相对应 (即在划分的单元中的空间函数是常数), 如图 27F 中所示。

如果将矩形 V 足够精确地划分为小矩形, 那么该阶跃函数逼近足以用来估算辐射分布 $I(Q)$ 。

设矩形 V 的每个边被划分为 n 个相等的部分 (图 27F)。则 $m=n^2$ 为相应划分的阶跃函数的空间 H 的维数。

空间 H 通常是与 $n \times n$ 维矩阵的 m 维空间同构的 (其自然标积为 $\langle *, * \rangle$)。

设 $I = (I_{ij})_{i,j=1,\dots,n}$ 为需要估算的 H 的未知单元, 假定单元 I 是按积分 (1) 形式的 K 泛函 $\{\Phi_k\}_{k=1,\dots,K}$ 来测量的:

$$\langle I, \Phi_k \rangle = \sum_{i,j=1,\dots,n} I_{ij} \Phi_{ij}^{(k)} \quad (2)$$

其中 $\Phi_k = (\Phi_{ij}^{(k)})_{i,j=1,\dots,n}, k=1,\dots,K$ (在利用相应的阶跃函数进行的函数 $I(Q)$ 的逼近后, 将积分 (1) 转换为和 (2))。

泛函 $\Phi_k, k=1, \dots, K$, 对应于传感器的 K 个离散位置 (图 27E)。已知公式 (1) 的函数 $\Phi(r, z)$ 的显式表达式、每个时间 k 、传感器相对于观察区域 V 的位置, 则可以计算所有的矩阵 $\Phi_k = (\Phi_{ij}^{(k)})_{i,j=1, \dots, n}, k=1, \dots, K$ 。

由此, 可得到下面的测量公式:

$$\Psi_k = \langle I, \Phi_k \rangle + \varepsilon_k, k=1, \dots, K \quad (3)$$

此处, Ψ_k 是空间 H 的未知单元 I 的测量结果, ε_k 是随机误差 (ε_k 独立的随机变量, $E \varepsilon_k = 0, k=1, \dots, K$)。

设 $M: H \rightarrow H$ 为下面形式的空间 H 中的运算符:

$$M = \sum_{k=1..K} \Phi_k \otimes \Phi_k. \quad (4)$$

从而, 由下面的公式可得单元 I 的最好的无偏移的线性估算 $\hat{I}$:

$$\hat{I} = M^{-1} \Psi, \quad (5)$$

其中 $M^{-1}: H \rightarrow H$ 为公式 (4) 的运算符 M 的逆运算符, 并且:

$$\Psi = \sum_{k=1..K} \Psi_k \Phi_k, \quad (6)$$

(其中 Ψ_k 是公式 (3) 的测量结果)。

利用估算 (5) 的一个问题 (除非是空间 H 的维数 m 很大时的计算上的问题) 是, 公式 (3) 的运算符 $M: H \rightarrow H$ 是“不可逆”的。换句话说, 估算问题是“病态的”。这意味着在测量公式 (3) 中具有一个噪声 ε_k , 即使该噪声很小, 有时也可能导致很大的估算误差距离 ($I, \hat{I}$)。

这就意味着估算问题需要附加的调整。这是求解一个大型线性方程组的常规问题。有几种方法来求解这样的方程组。下面将描述一种已知的求解此类方程组的方法, 但也可以采用多种其它的方法, 包括梯度下降方法, (<http://www-visl.technion.ac.il/1999/99-03/www/>) 中的方法和本领域中所熟知的其它方法。而且, 可以通过考虑大体上重叠的测量间的校正来改进图像的重构。在下面的描述中, 假定对于象素或体元而言, 有一个固定的阶跃函数, 也可以采用诸如小波、高斯等可以更好地适用于某些应用的其它基本原理。

为了获得规则的估算 $\hat{I}_R$ 来替代 $\hat{I}$, 可以利用算符 M 的特征向量分解:

设 $\varphi_1, \varphi_2, \dots, \varphi_m$ 为对应于特征值 $\lambda_1 \geq \lambda_2 \geq \dots \geq \lambda_m \geq 0$ 的算符 $M: H \rightarrow H$ 的特征向

量。

设 R 是某个自然数, $1 < R < m$ (R 为“规则化参数”)。设 $H^{(R)}$ 为利用前 R 个特征向量 $\varphi_1, \varphi_2, \dots, \varphi_R$ 生成的空间 H 的子空间。

$$H^{(R)} = \text{sp} \{ \varphi_k \}_{k=1 \dots R} \quad (7)$$

设: $P^{(R)}: H \rightarrow H^{(R)}$ 为在子空间 $H^{(R)}$ 上的正交投影。

可以获得如下的规则化估算 $\hat{I}_R$:

$$\text{设 } \Phi_k^{(R)} = P^{(R)} \Phi_{k, k=1, \dots, K}$$

$$\Psi^{(R)} = \sum_{k=1 \dots K} \Psi_k \Phi_k^{(R)}, \quad (8)$$

$M^{(R)}: H^{(R)} \rightarrow H^{(R)}$ 为下列公式的运算符

$$M^{(R)} = \sum_{k=1 \dots K} \Phi_k^{(R)} \otimes \Phi_k^{(R)} \quad (9)$$

(算符 $M^{(R)}$: 是对公式 (4) 的算符 M 对公式 (7) 的子空间 $H^{(R)}$ 的约束),

那么,

$$\hat{I}^{(R)} = (M^{(R)})^{-1} \Psi^{(R)}. \quad (10)$$

当适当选择规则化参数 R (以便不使特征值 λ_k 过小) 时, 则估算 (10) 是稳定的。

有几种可能的选择参数 R 的方法。一种方法是作为“编程参数”, 并“在试验中”获得合理的值。另一种方法是选择某个“优化”值。如果已知公式 (3) 中的随机噪声 ε_k 的协变算子, 而且有关空间 H 的单元 I 的信息是一个先验结果, 则可以采用这种方法。

将一个矩形域划分为很多个相等的矩形的方法的一个缺陷是空间 H 的维数过大 (特别在三维的情况下)。如果矩形 V 的每个边被划分为 n 个相等的部分, 那么空间 H 的维数将为 n^2 , 求解对应的估算方程的矩阵的维数为 $n^2 \times n^2 = n^4$ (在三维情况下, $n^3 \times n^3 = n^6$)。显然, 对于较大的 n , 这种情况可能产生严重的存储空间和计算时间问题。

依照本发明的一个优选实施方案, 使用矩形 V 的不规则划分。该不规则划分方法可以显著减小问题的维数, 有利于计算机计算。

更具体地讲, 上面描述的所研究区域 V 的规则划分的缺陷是考虑了

实际上没有信号的多个单元(图 27F)。更好的方法是使仅在具有高信号的区域采用较小的单元,而在低信号的区域采用较大的单元。

现在参考图 27G,该图显示了依照本发明的一个优选实施方案的不规则单元划分的优势。

在第一阶段,按“大型”单元进行规则划分,并按如上所述进行测量和估算。在这种方法中,以大型单元进行强度分布估算。

在第二阶段,将某些强度大于某个阈值的单元划分成 4 个相等的子单元(或者在三维情况下划分为 8 个子单元)。例如,可以通过将(所有大型单元的)平均强度减去两倍(或三倍) δ (标准偏差)来获得一个合适的阈值。对这些划分按如上所述进行测量和估算。

连续进行单元划分和随后的测量及估算,直到在某个较小的单元划分达到所需精度为止,该精度通常是由所用的计算机的计算和存储能力确定的。

可以以二维情况相同的方法来处理三维问题,唯一的不同使用的是平行六面体 V,而不是矩形 V(图 27D)。由此,每个划分的部分也是平行六面体。

上述的算法可以用于多种成像系统。例如,该算法可以与辐射探测器探头、辐射探头探测器阵列、不同设计的大型 γ 照相机,如多头照相机、常规照相机和自动白色平衡(AWB)扫描仪一同使用。该算法适用于 SPECT 和平面成像,并用于所有类型的具有任意类型光子能的同位素。

根据前面的讨论,熟练技术人员将会意识到,上述的算法可用来预测辐射源和该辐射源附近的不确定区域(基于系统测量误差)的位置。该算法还指导用户进行附加的测量,根据系统操作员的需要使不确定区域最小。

因此,该算法包括一个反馈系统,通过分析来确定关于辐射源的不确定区域的边界,并指导医务人员在这些不确定区域进行附加的扫描,以改进精度、减小误差,并由此使不确定区域的边界最小。

利用辐射探头 202 进行的连续采样可以提供肿瘤的位置和肿瘤区域的生理辐射活动图。通过较大数量的扫描获得较高的安全和精确性。

现在参考图 21,该图显示的是一个依照本发明的一个优选实施方案构成和运行的图像重构系统 450。图像重构系统 450 产生一个组合图像 451,该组合图像是由医学成像系统 208 中的具有处理单元 212 中最大幅

射位置（及其不确定区域）的图像和医疗仪器 452，如活体组织穿刺针位置的图像组成的。该组合图像 451 使医生能更好地评估医疗仪器 452 相对于（医学成像系统 208）组织图像的位置，和由辐射检测算法推断的辐射区域位置。

现在参考图 22，该图显示的是依照本发明的一个优选实施方案的辐射图重构算法的流程图。

在图像处理程序中通常采用解卷积方法。这里参考的 Sapia 等人的美国专利 6,166,853 中描述了这种解卷积方法的例子。（但是，应当意识到，不应将这些例子和本发明局限于美国专利 6,166,853 中介绍的解卷积方法。）

在通常的图像获取过程中，光线（或者其它电磁波能量）穿过一个有限的缝隙到成像平面。所得的图像是源对象的光线和成像系统的缝隙的卷积的结果。通常可以直接利用缝隙的傅立叶变换得到一个系统传递函数。如本领域所熟知，仅在二维中，即 x - y 平面上存在由于卷积产生的模糊效应。一个点分布函数（PSF）是一个用于描述二维卷积模糊的表达式。PSF 实际上产生于由点源的成像。PSF 的傅立叶变换是通过系统传递函数和迪拉克 - δ 函数的卷积获得的系统传递函数。一个点源是迪拉克 - δ 函数的物理等效，在频域中，迪拉克 - δ 函数是跨越频谱的统一算子。因此，PSF 的傅立叶变换应当是缝隙的傅立叶变换。但是，PSF 包含噪声和诸如色差等效应引起的模糊现象。

可以通过解卷积来消除或削弱 PSF 对总体模糊效应的影响。

参考图 22，在本发明的情况中，可以通过探测器缝隙的傅立叶变换并考虑噪声和诸如色差等效应引起的模糊现象来确定辐射探测器的传递函数（步骤 500）。一个传递函数的例子可以是一个归一化分布。利用数学技术，可以确定传递函数的解卷积（步骤 502）。

探测器的每个空间位置的计数读数构成了探测器可视域中所有体元（或者二维图形时的象素，这里使用的术语“体元”包括象素和体元）的辐射计数和。在至少一个体元处，最好在每个体元处，根据所用的探测器独有的传递函数的解卷积来指定一个计数值（步骤 504）。可用一个附加的数学方法来处理每个体元从不同的探测器所观察的多种读数得到的不同数值（步骤 506）。例如，这一处理可以构成一个简单的代数平均值、最小值或平均倒数的倒数，以便产生每个体元的一个单一的读数值。

然后利用解卷积来重构减小的或没有模糊效应的辐射图的体元（步骤508）。

这里所描述的算法不仅适用于利用定向的射线探测器获得的读数的分析，而且也适用于空间灵敏（pixelated）的射线探测器。在这种情况下，可以按照针对定向射线探测器所用的算法来处理每个像素的读数。利用空间灵敏的探测器的隐含意图是为了通过从多个并列方向接收读数来节省测量时间。这样，产生大量重叠的低分辨率图像，然后经过处理形成一个高分辨率的图像。此外，可以扫描空间灵敏的探测器，更进一步地利用上述算法来提高分辨率。

因此，适用于定向探测器的算法也同样适用于空间灵敏的探测器，只不过在每个位置不是一个辐射读数，而是并行处理一大组离散位置。每个像素可以看作一个具有一个由所用的分段准直器的几何形状规定的角度的离散的探测器。每个像素占用不同的空间位置，因此利用这里描述的算法，可以将其看作一个新的单一方向探头位置。也可以像使用定向的探测器那样，通过扫描空间灵敏的探测器来扫描整组像素，获得新位置的一组新的数据点。一旦根据空间敏感的探测器的每个像素获得了一个低分辨率图像，可以采用高分辨率算法来产生一个高分辨率图像。例如，这里参考的 J. Acoust. Soc. Am., Vol. 77, No. 2, 1985 年 2 月，第 567-572 页；Yokota 和 Sato, IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Process. (1984 年 4 月)；Yokota 和 Sato, Acoustical Imaging Plenum, New York, 1982 年，Vol. 12；H. Shekarforoush 和 R. Chellappa, “Data-Driven Multi-channel Super-resolution with Application to Video Sequences”, Journal of Optical Society of America-A, vol. 6, no. 3, pp. 481-492, 1999；H. Shekarforoush, J. Zerubia 和 M. Berthod, “Extension of Phase Correlation to Sub-pixel Registration”, IEEE Trans. Image Processing, to appear；P. Cheeseman, B. Kanefsky, R. Krufft, J. Stutz, 和 R. Hanson, “Super-Resolved Surface Reconstruction From Multiple Images,” NASA Technical Report Fia-94-12, 1994 年 12 月；A. M. Tekalp, M. K. Ozkan, 和 M. I. Sezan, “High-Resolution Image Resolution for Lower-Resolution Image Sequences and Space-Varying Image Resolution,” IEEE International Conference on

Acoustics, Speech, and Signal Processing (San Francisco, CA), pp. III-169-172, 3 月 23 - 26, 1992 年, <http://www-visl.technion.ac.il/1999/99-03/www/> 中描述了合适的高分辨率算法。

试验结果

在一系列的临床试验中, 在针对其病状预先注射了适当的放射性药剂的患者身上对本发明的一些基本原理进行了验证。根据利用具有一个磁位置跟踪系统的手持探测器对预定的患病区域进行的扫描, 构建了二维彩色编码图。将所得的表明辐射计数等级的图与常规 γ 照相机的图像相比较。检测的放射性药剂包括 ^{18}F FDG、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ - MDP、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ sodium pertechnetate、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ erythrocytes。在下面的病状中, 从由本发明的系统产生的图像中和由常规 γ 照相机产生的图像中可以观测到类似的放射性标记图形。

图 23A 和 24B 表示的是分别从由本发明的系统产生的图像中和由常规 γ 照相机产生的图像中观测的一个 58 岁男人的自主甲状腺瘤的放射性标记图形。

图 24A 和 24B 表示的是分别从由本发明的系统产生的图像中和由常规 γ 照相机产生的图像中观测的一个 89 岁女人的疑为是肱骨变形性骨炎样的放射性标记图形。

图 25A 和 25B 表示的是分别从由本发明的系统产生的图像中和由常规 γ 照相机产生的图像中观测的一个 19 岁女人的慢性骨髓炎的放射性标记图形。

图 26A 和 26B 表示的是分别从由本发明的系统产生的图像中和由常规 γ 照相机产生的图像中观测的一个 18 岁男人的成神经管细胞瘤的骨骼转移性病灶的放射性标记图形。

下面提供了一系列可利用本发明的系统和方法的优势的现有疗法:

在癌症诊断中, 本发明的系统和方法可用于从体外或通过内窥镜检查法来拍摄癌症和/或指导进入式诊断(活组织检查)。其例子包括, 但不限于, 肺癌活组织检查、乳癌活组织检查、前列腺活组织检查、子宫颈癌活组织检查、淋巴癌活组织检查、甲状腺癌活组织检查、脑癌活组织检查、骨癌活组织检查、结肠癌活组织检查、胃肠癌内窥镜检查和

活组织检查、阴道癌的内窥镜检查、前列腺癌的内窥镜检查拍摄（通过直肠）、卵巢癌的内窥镜检查拍摄（通过阴道）、宫颈癌的内窥镜检查拍摄（通过阴道）、膀胱癌的内窥镜检查拍摄（通过尿道）、胆癌的内窥镜检查拍摄（通过胃）、肺癌的拍摄、乳癌的拍摄、黑素瘤的拍摄、脑癌的拍摄、淋巴癌的拍摄、肾癌的拍摄、胃肠癌的拍摄（从外部）。

在特定的 MRI 情况下，辐射探测器可以与一个小的 RF 线圈组合或封装在一起，用于发射和接收或仅用来接收在前列腺或其它附近的限定位置（如阴道、导气管、上部肠胃道等等）进行诊断和治疗的直肠探头的 MRI 信号。

本发明的系统和方法还有利于癌症的定向定位治疗。其例子包括，但不局限于在肺癌、乳癌、前列腺癌、子宫癌、肝癌、淋巴癌、甲状腺癌、脑癌、骨癌、结肠癌（通过直肠的内窥镜检查法）、胃癌（通过胸腔的内窥镜检查法）、胸腔癌、小肠癌（通过直肠或胸腔的内窥镜检查法）、膀胱癌、肾癌、阴道癌和卵巢癌的情况中采用的内部的肿瘤化学疗法、内部肿瘤近距离放射治疗、内部肿瘤低温切除、内部肿瘤射频切除、内部肿瘤超声波切除、内部肿瘤激光切除。

在心脏病方面，本发明有利于下面的处理，其中的方法和系统可用于在 PTCA 过程中评估组织的灌注、组织存活能力和内部血流量（仅用气囊或结合伸展的方位），在心源性休克的情况中评估心脏的损伤，在心肌梗死后评估心脏的损伤，在评估心力衰竭状况中按照组织活力和组织灌注来对组织进行评估，在 CABG 手术之前评估内部血管的活力和灌注。

辐射探测器可以安装在一个通过血管进入心脏的导管中，来估算心脏内的局部缺血，以便引导切除探头或其它类型的治疗定位在心脏内的适当位置。另一种可以利用本发明的应用是定位血凝块。例如，可以利用上述的辐射探测器来评估或区分新的血凝块和旧的血凝块。因此，例如可以将辐射探测器放置在一个口径很小的导线上，如 PTCA 中所用的导线，以便进行内部血凝块的成像。可以搜索主动脉弓中的内部血凝块，因为约为 75% 的中风都是由其中的血凝块引起的。

也可以在下列过程中利用本发明的方法和系统来评估组织灌注、组织存活能力和内部血流量：评估组织存活能力，标注梗死的 CABG 过程；评估血管的再形成成功与否的 CABG 过程。

本发明在治疗学上还有许多其它的应用，例如，但不局限于注入短

距离治疗种子、超声波射频冷冻疗法和定位放射切除。

应当意识到，本发明还可用于许多其它的治疗过程。

为清楚起见，在独立的实施方案中对本发明的某些特征进行了描述，也可以在一个单一实施方案中采用这些特征的组合。相反，为简明起见，在一个单一的实施方案中对本发明的多个特征进行了描述，也可以单独地或在任何适当的子组合中利用这些特征。

尽管结合特定的实施方案对本发明进行了描述，但是很显然，对于那些本领域的熟练人员而言，可以对本发明进行修正和更改。由此，本发明包含所有属于附加的权利要求的宗旨和范围内的修正和更改。本说明书在整体上引用了说明书中提及的所有印刷的或电子形式的出版物、专利和专利申请，相当于特定地和独立地引用了每个单独的出版物、专利或专利申请。此外，不应将本专利申请中的任何参考的引用和证明理解这种参考是可以使用的本发明现有技术。

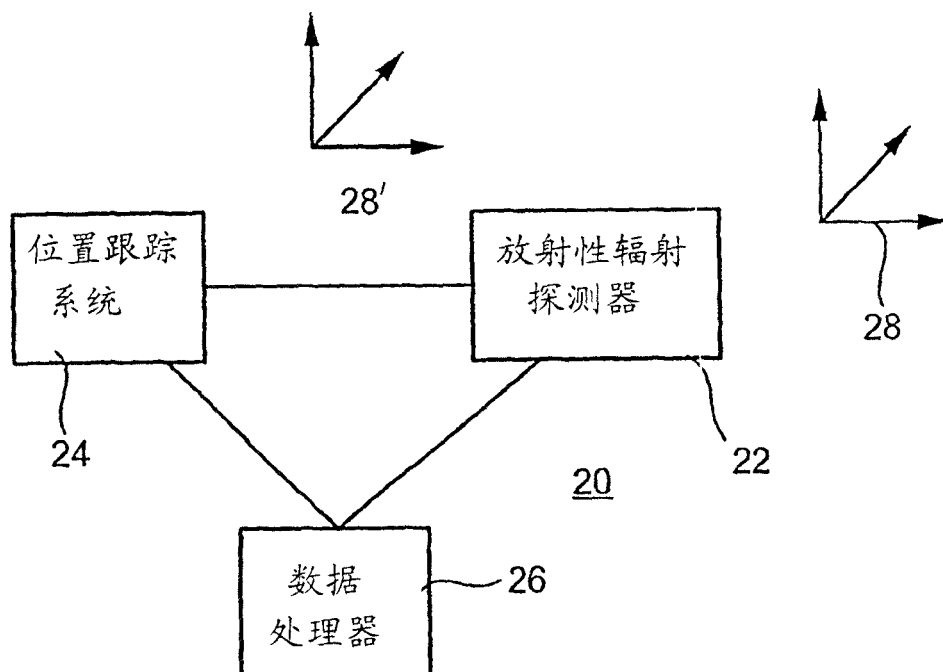


图 1

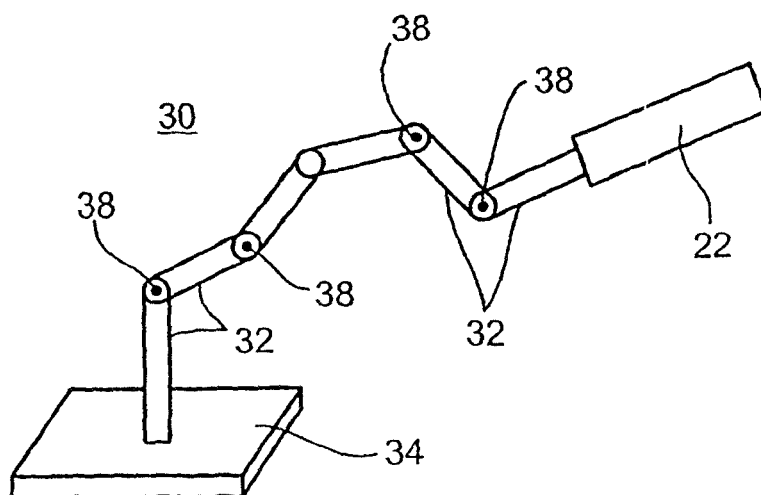


图 2

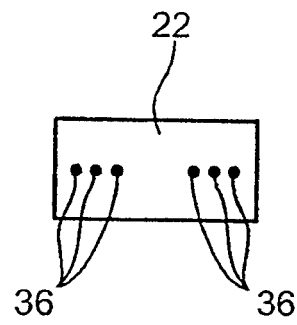


图 3

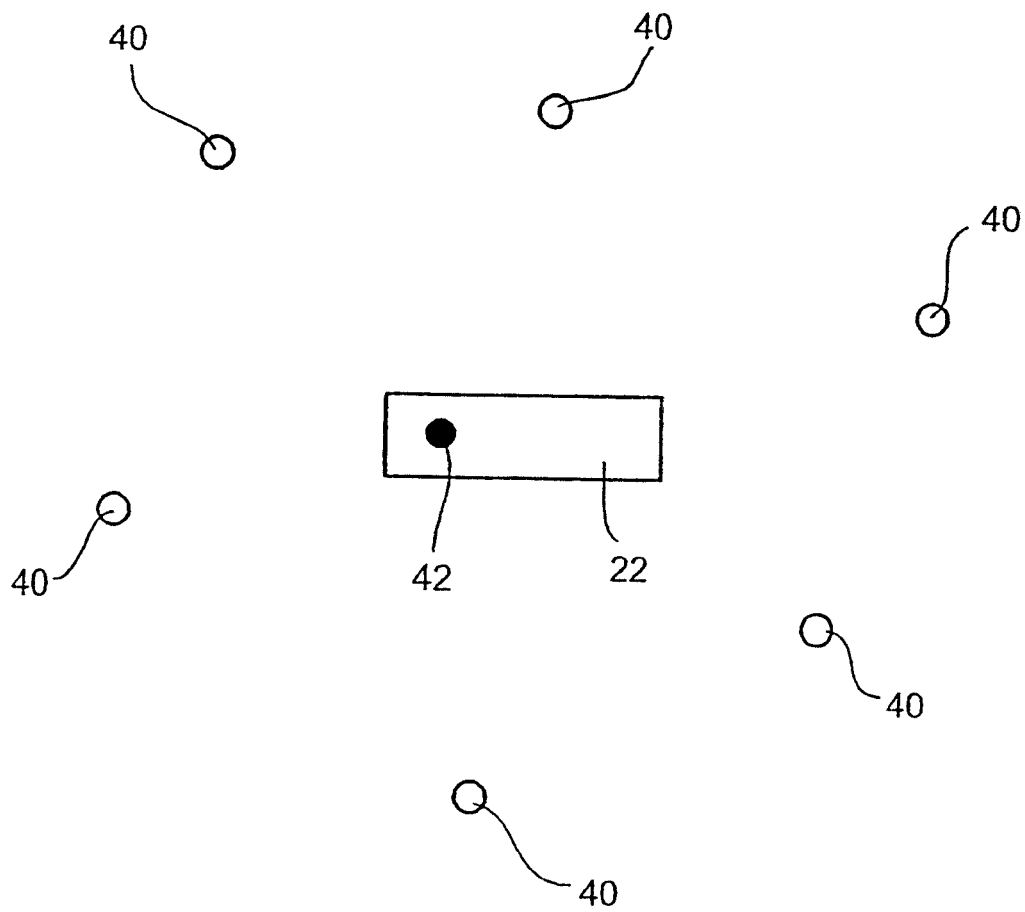


图 4

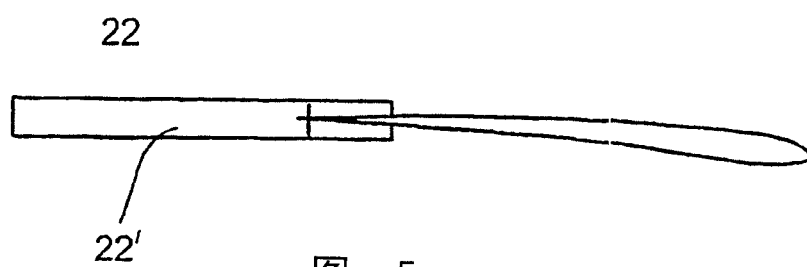


图 5

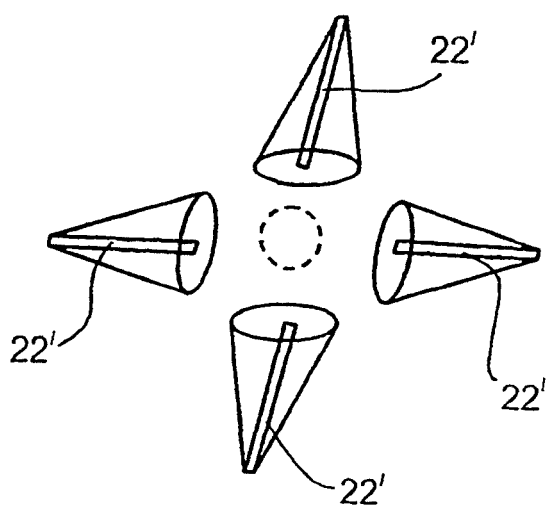


图 6

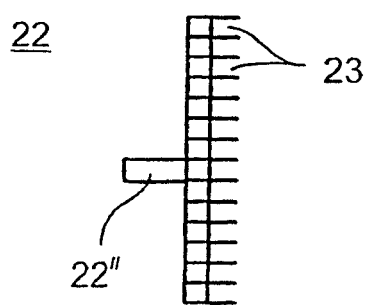


图 7

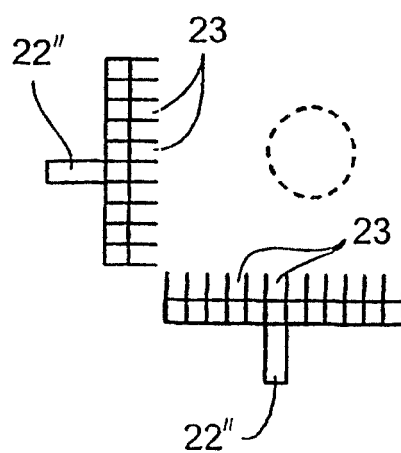


图 8

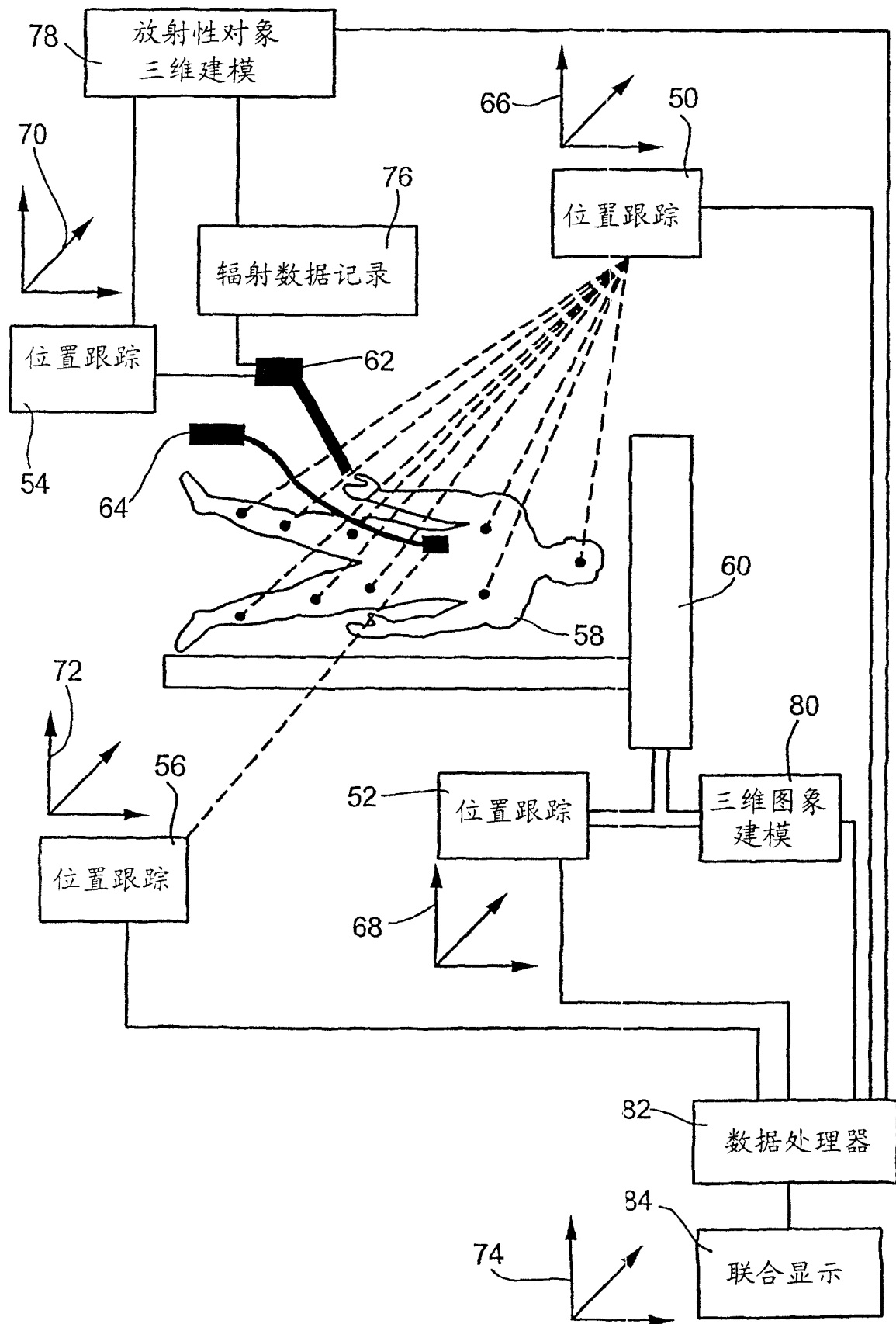


图 9

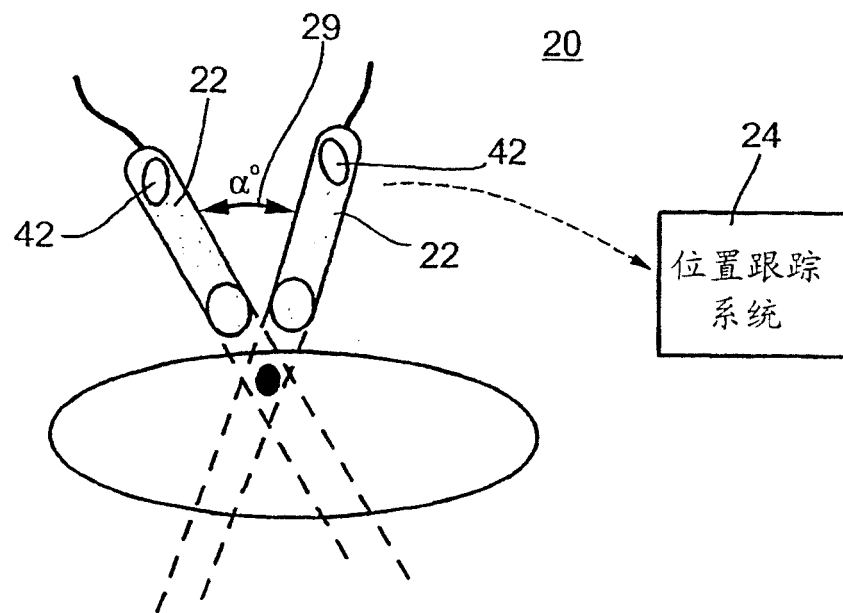


图 10

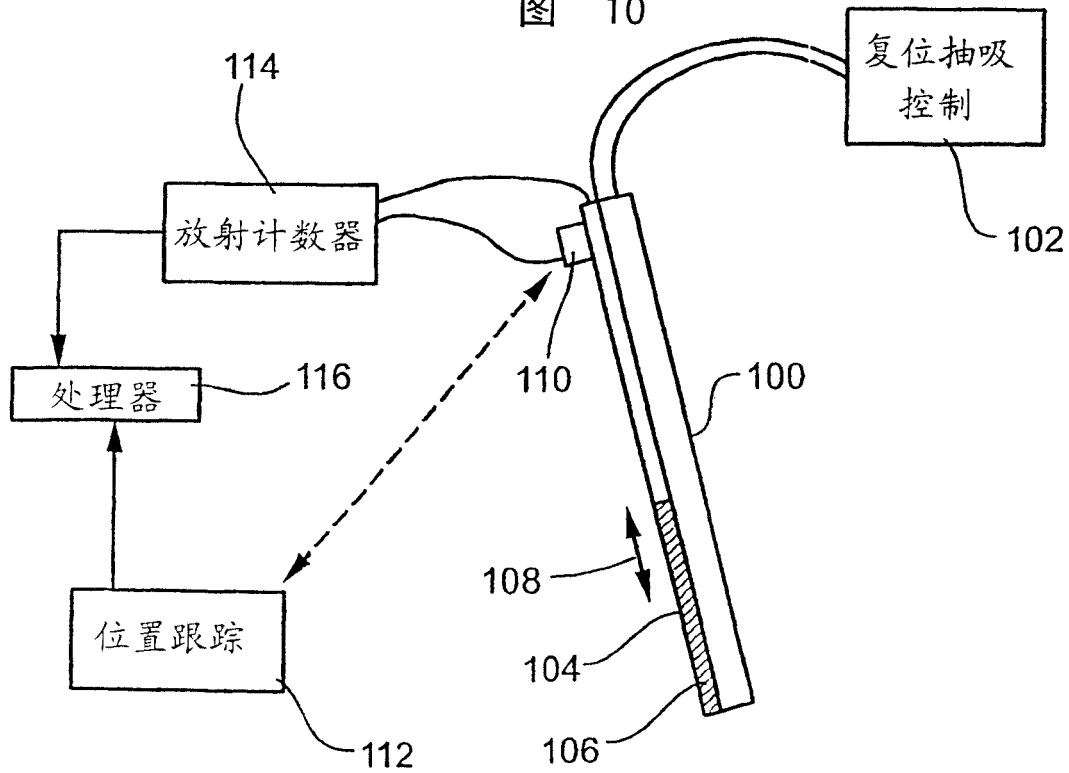


图 11

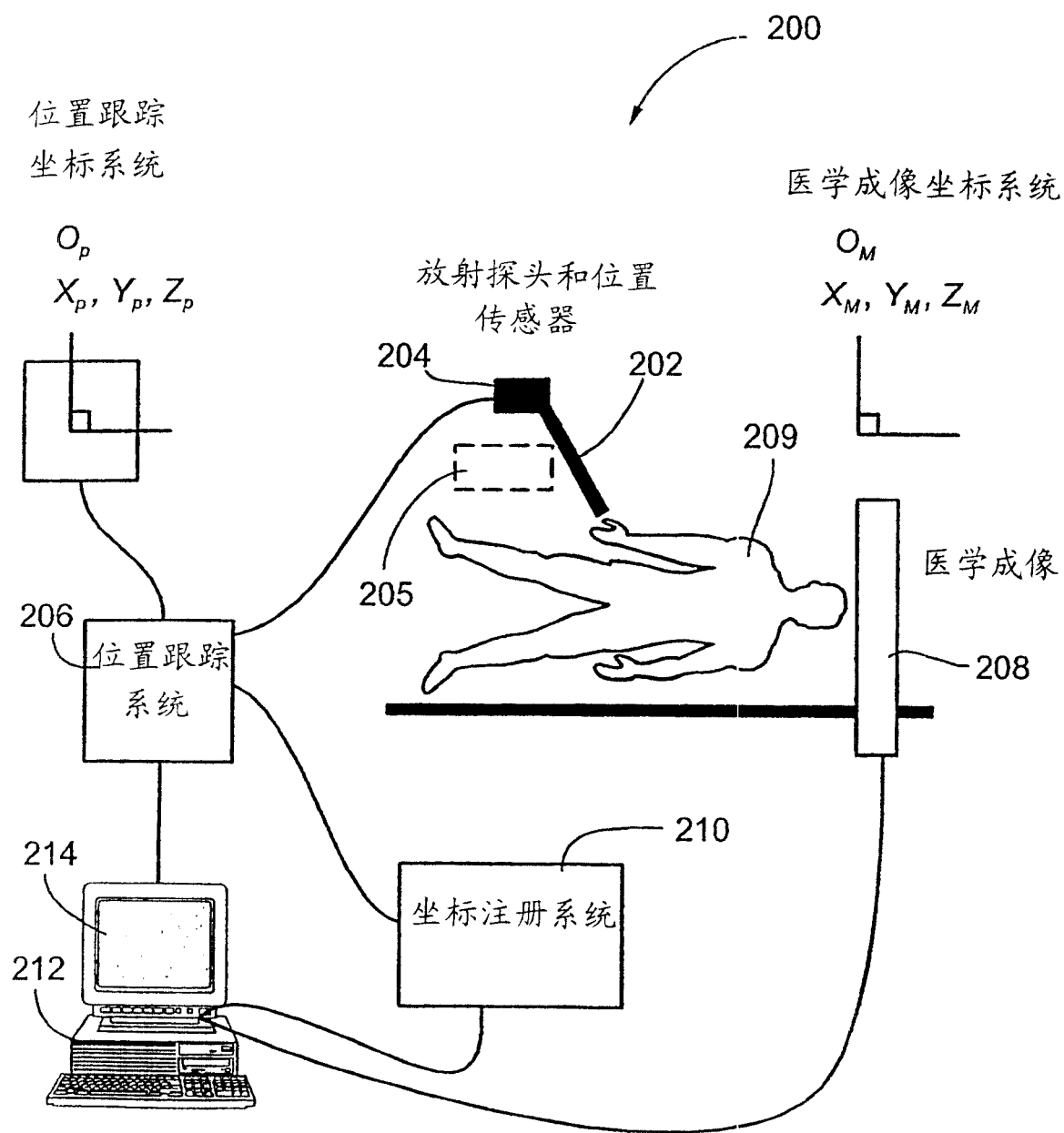


图 12

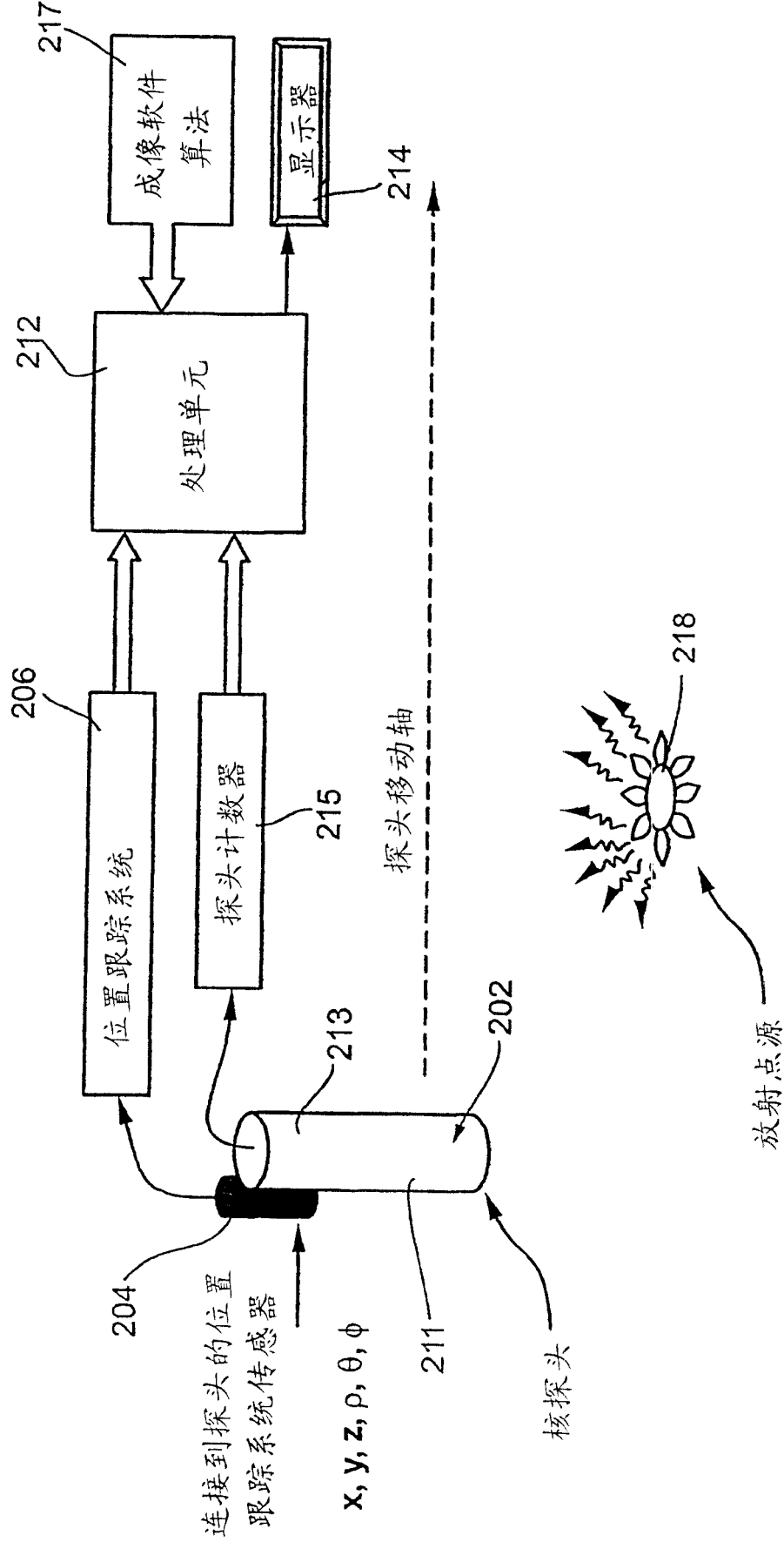


图 13

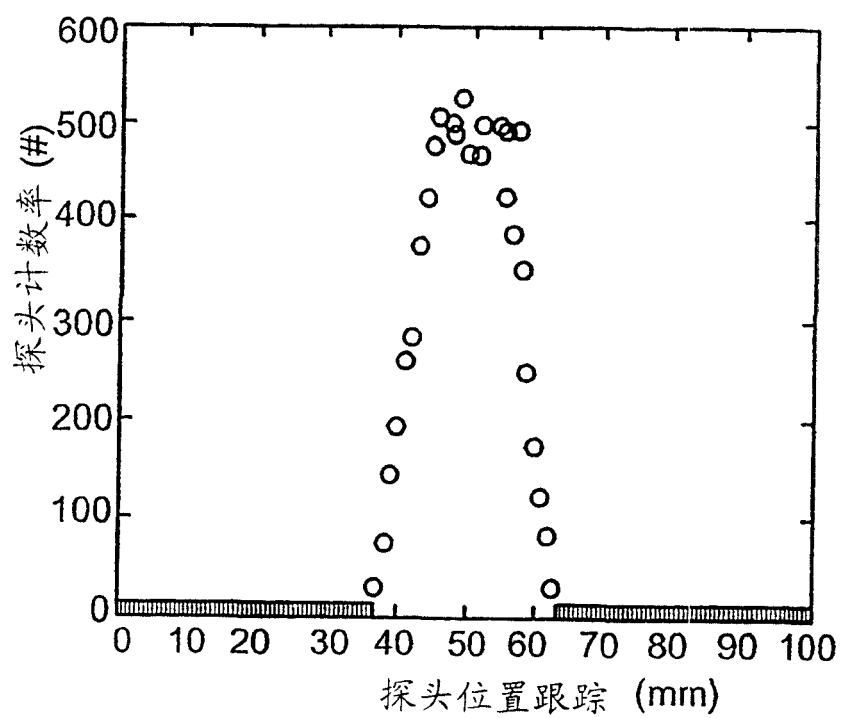


图 14

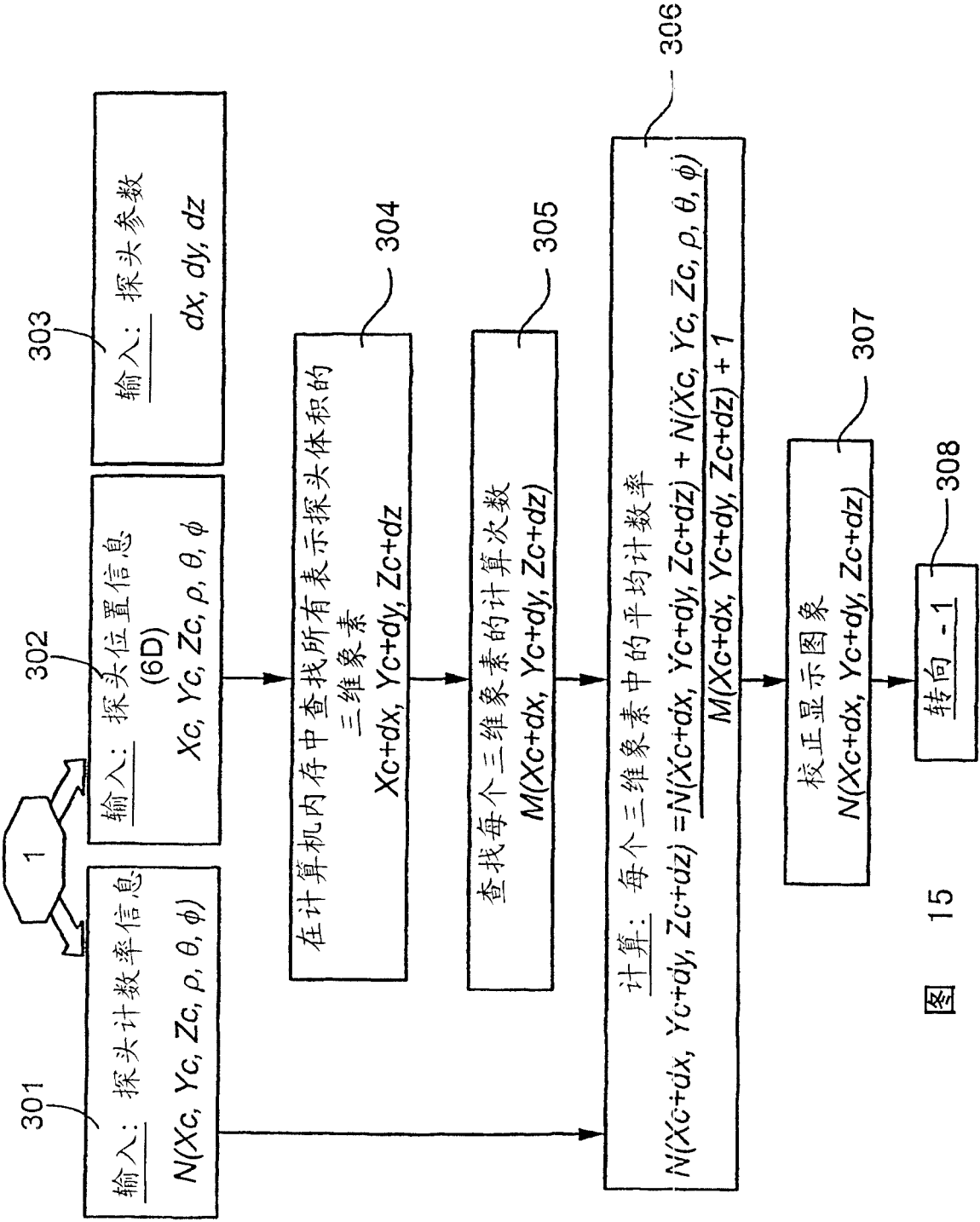


图 15

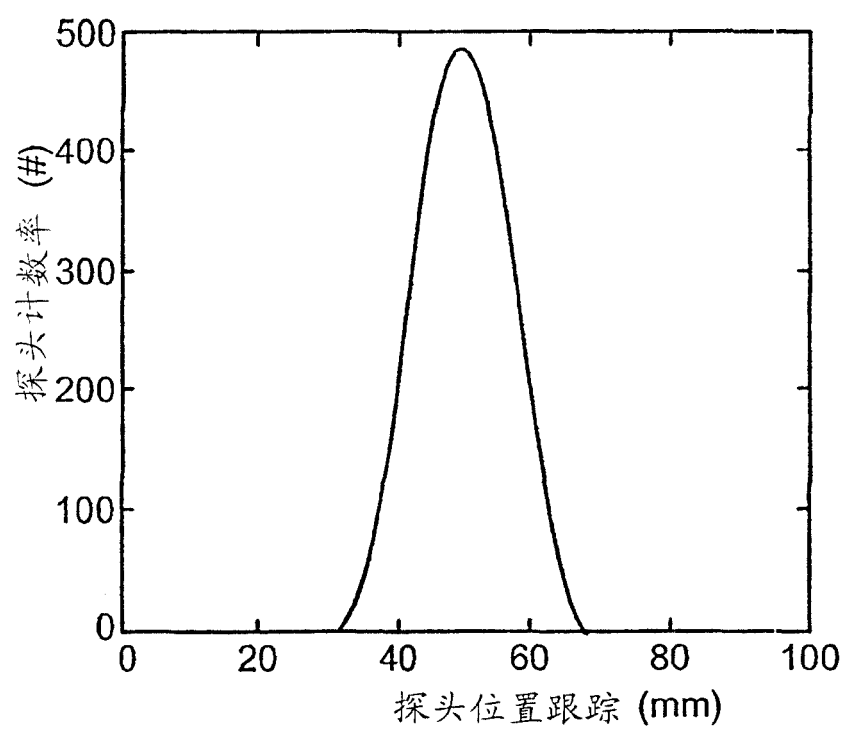


图 16

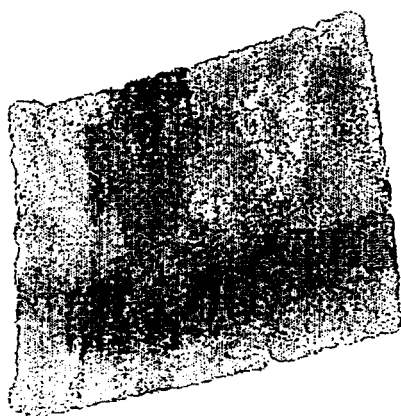


图 17

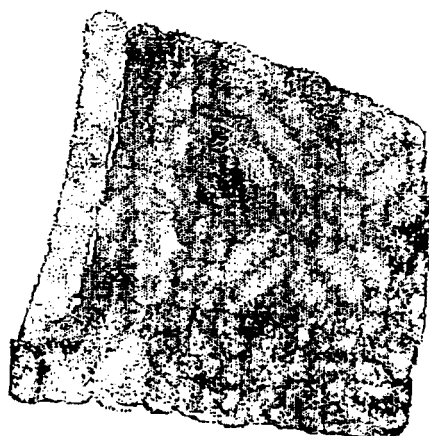
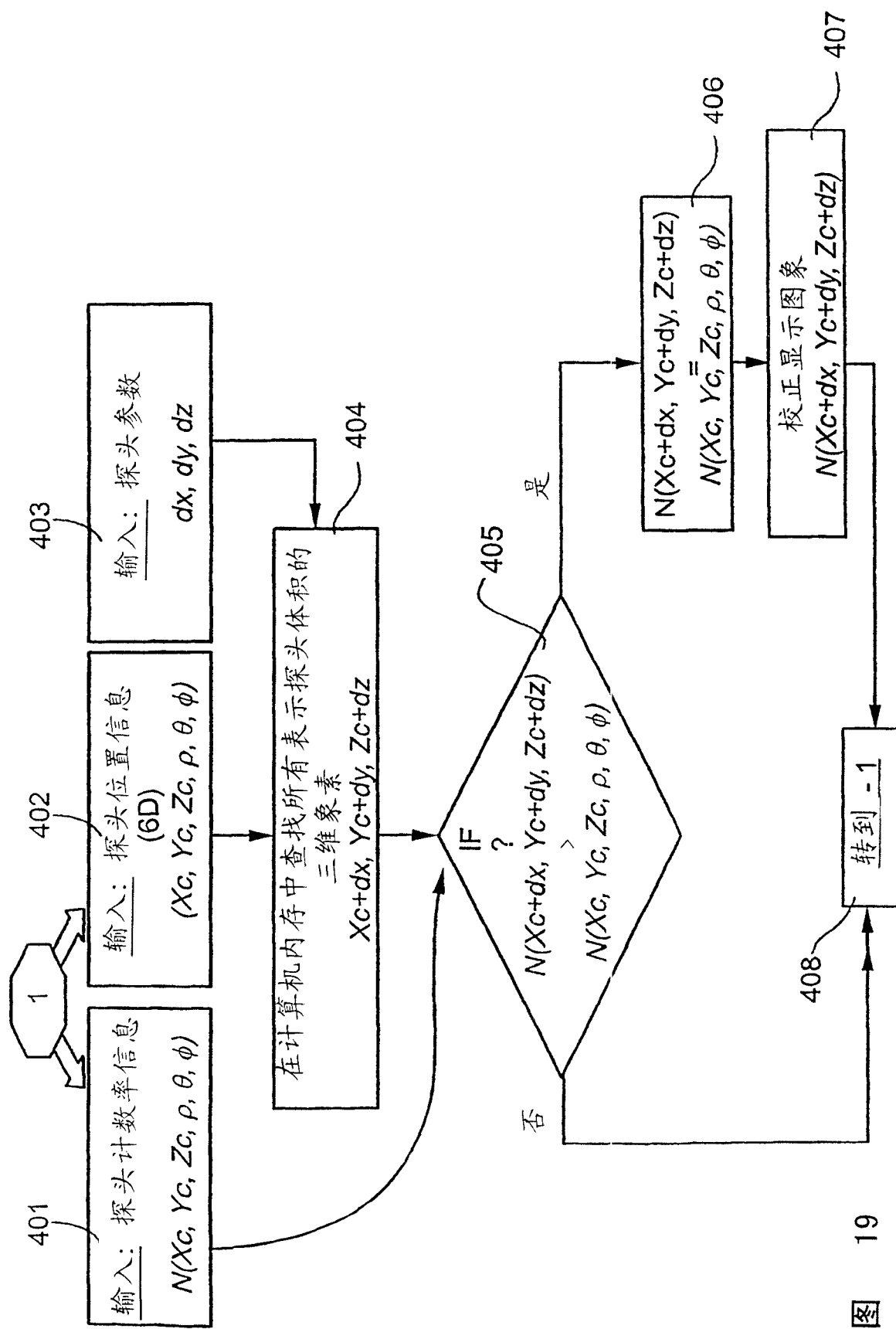
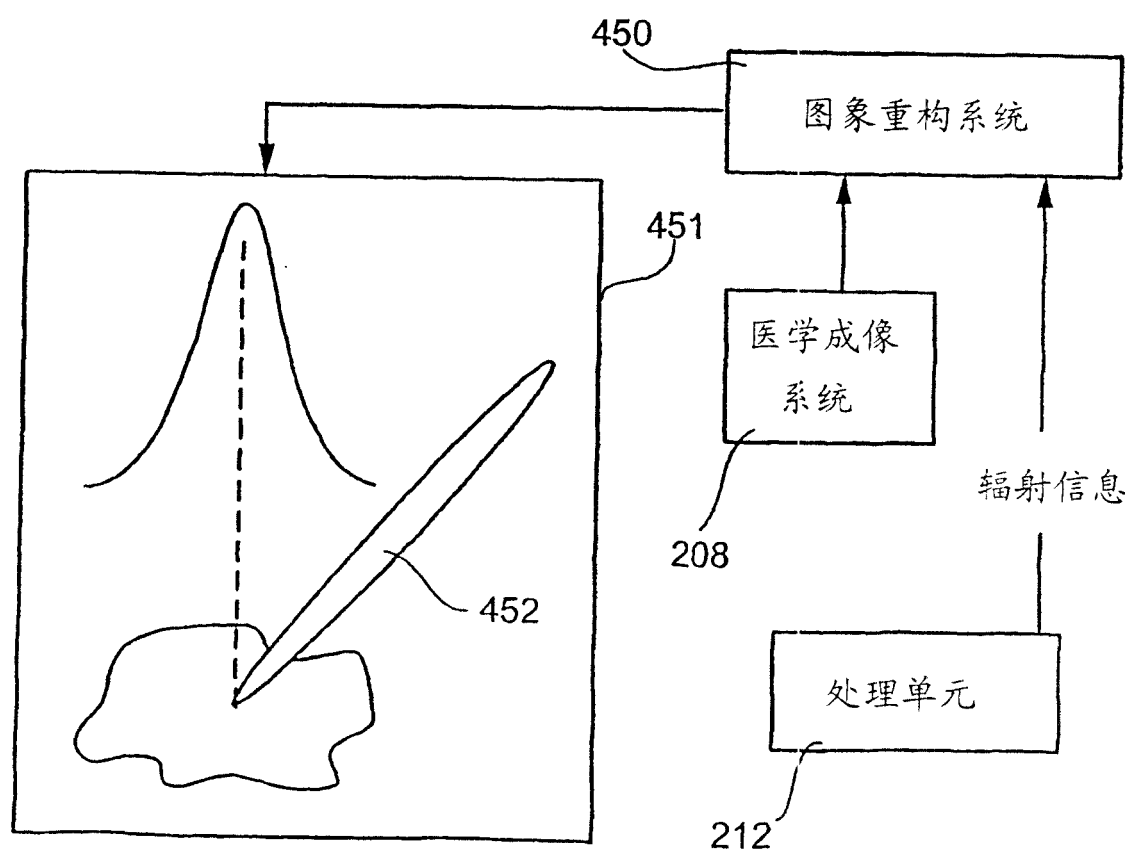
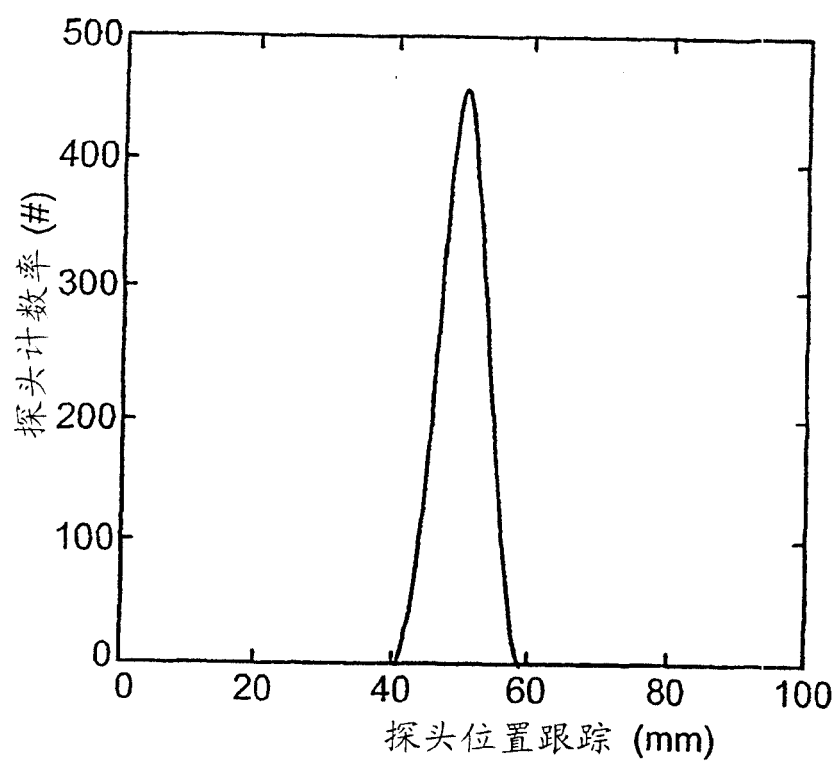


图 18





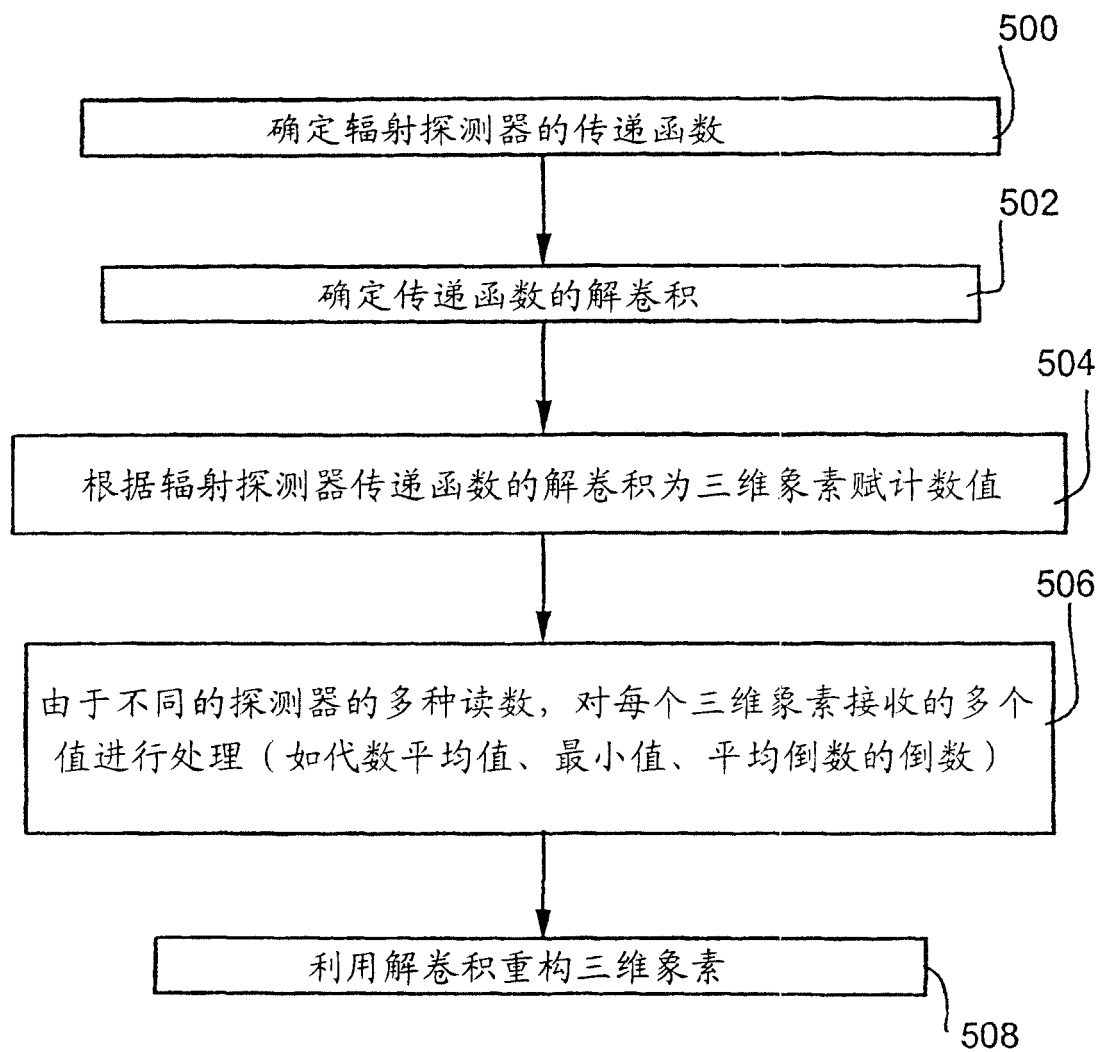


图 22

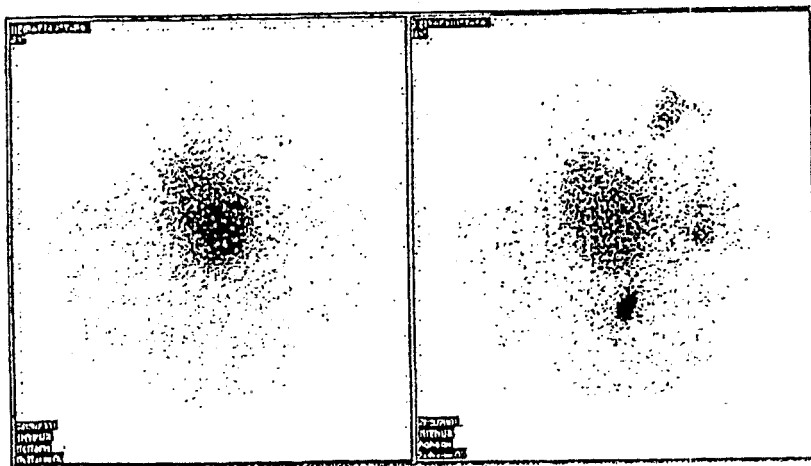


图 23b

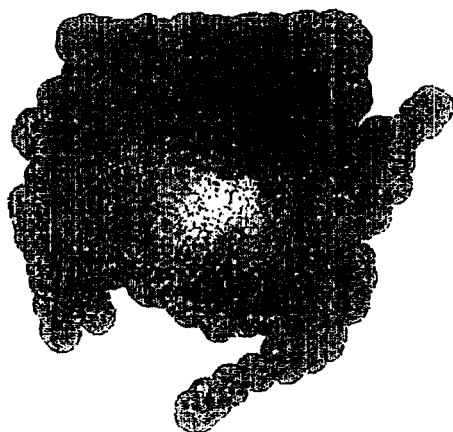


图 23a

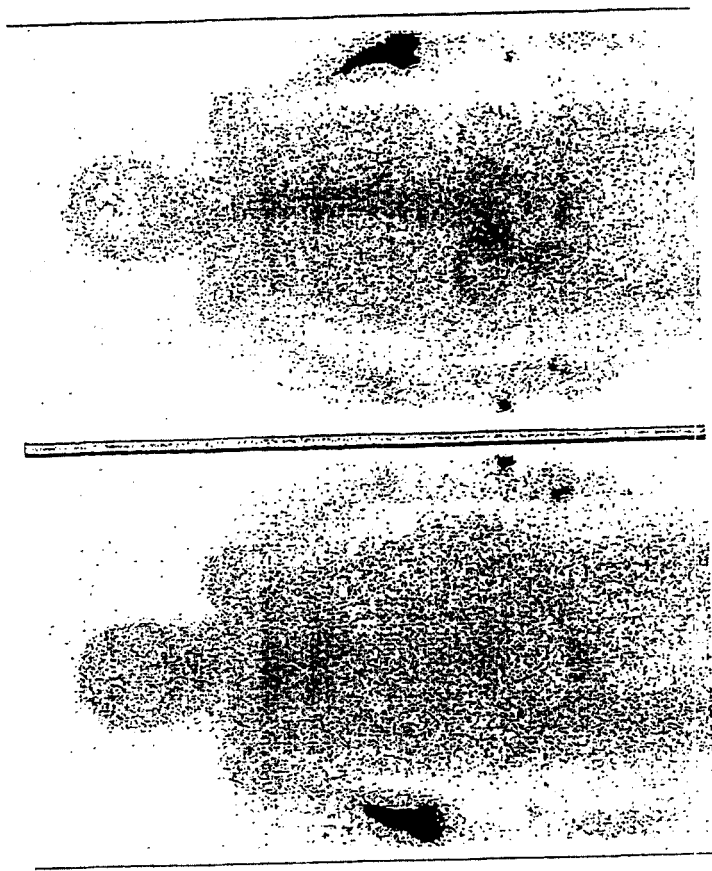
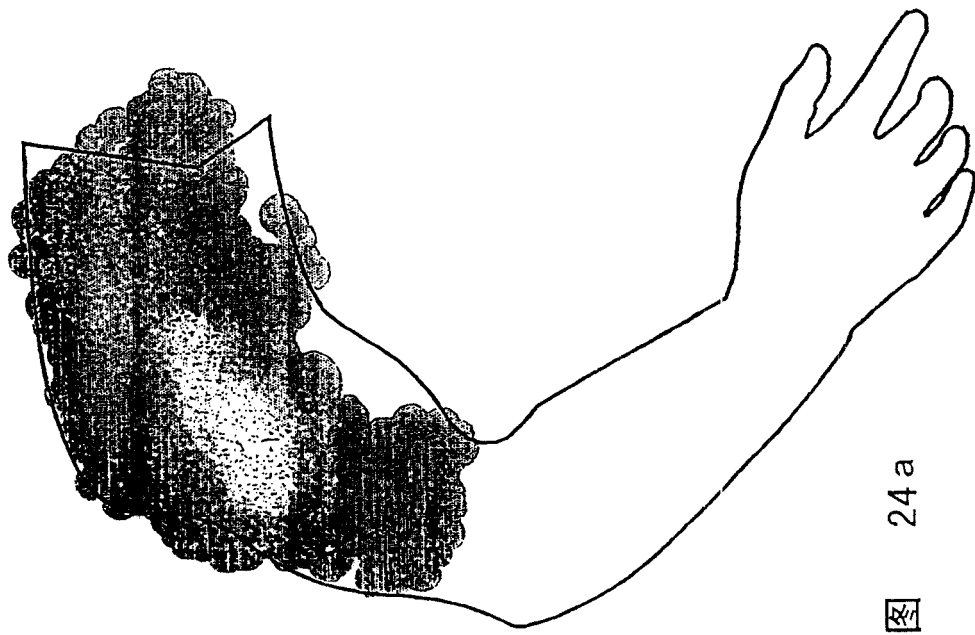


图 24b

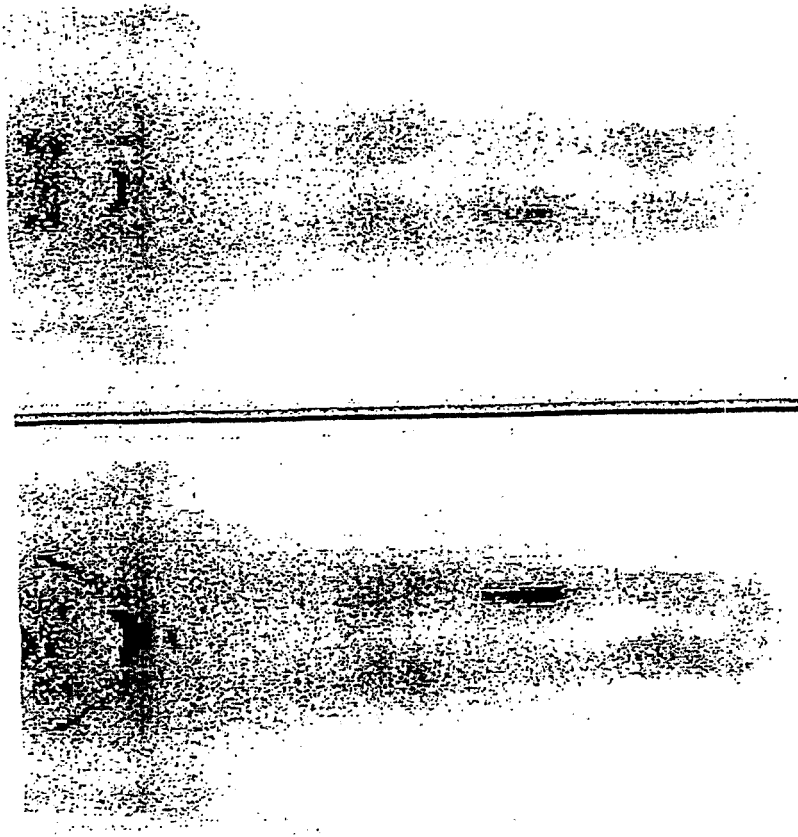


图 25 b

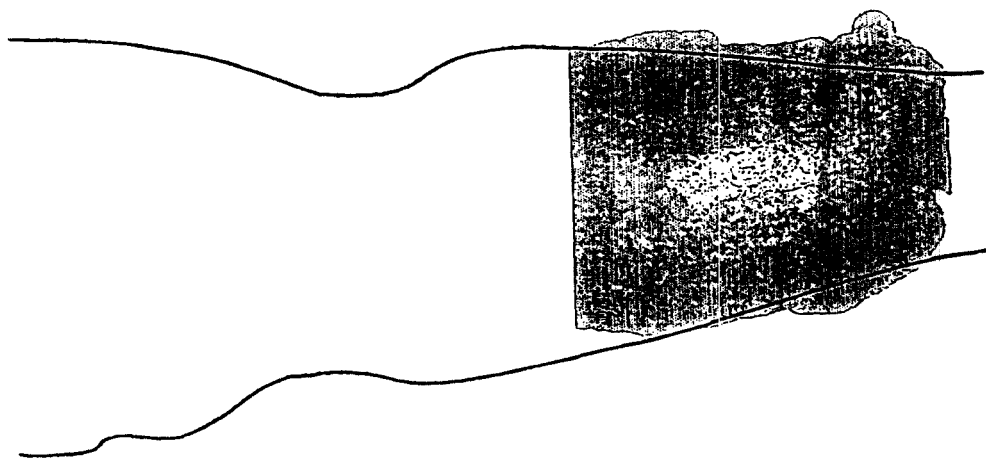
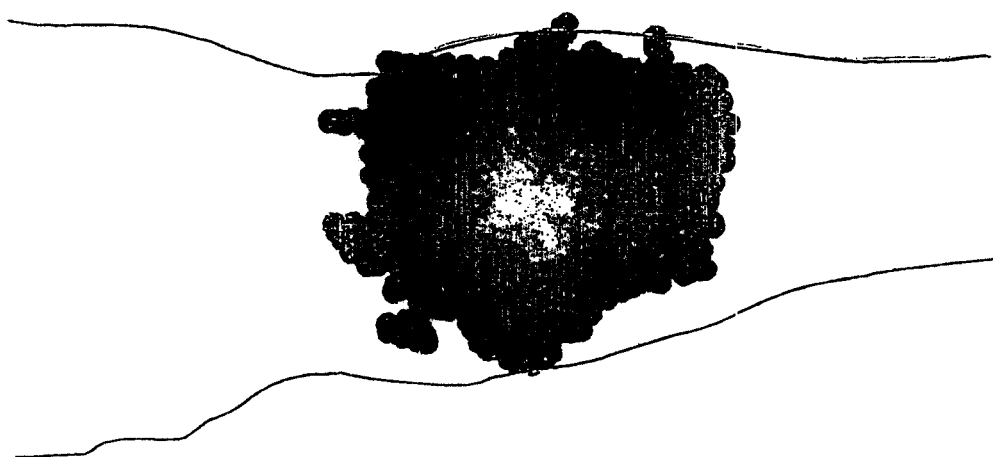
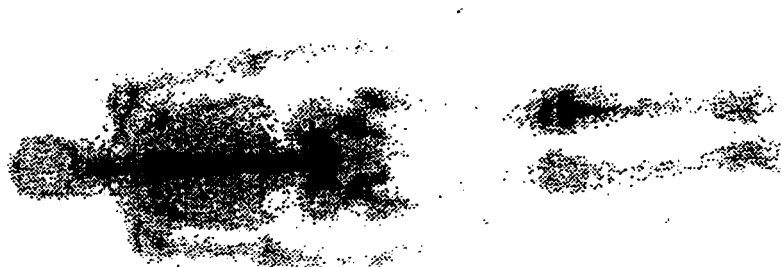


图 25 a



26 a

图



26 b

图

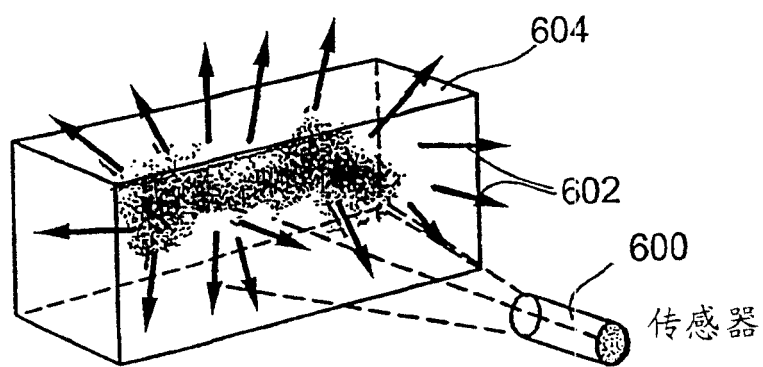


图 27a

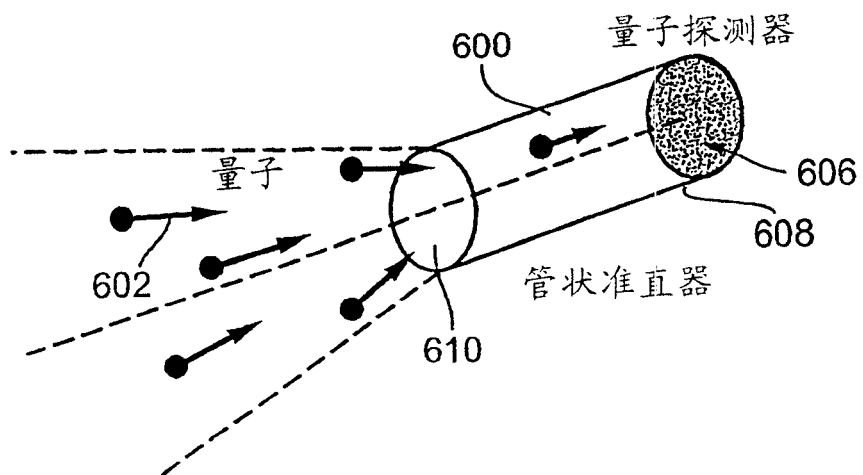


图 27b

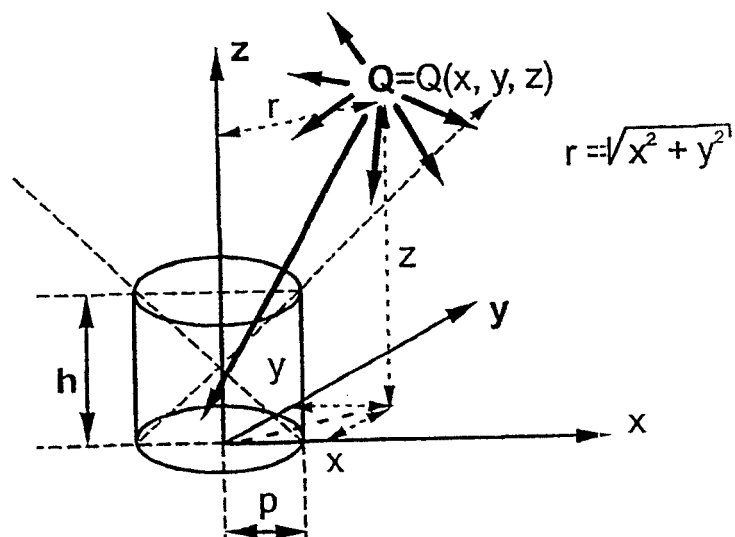


图 27c

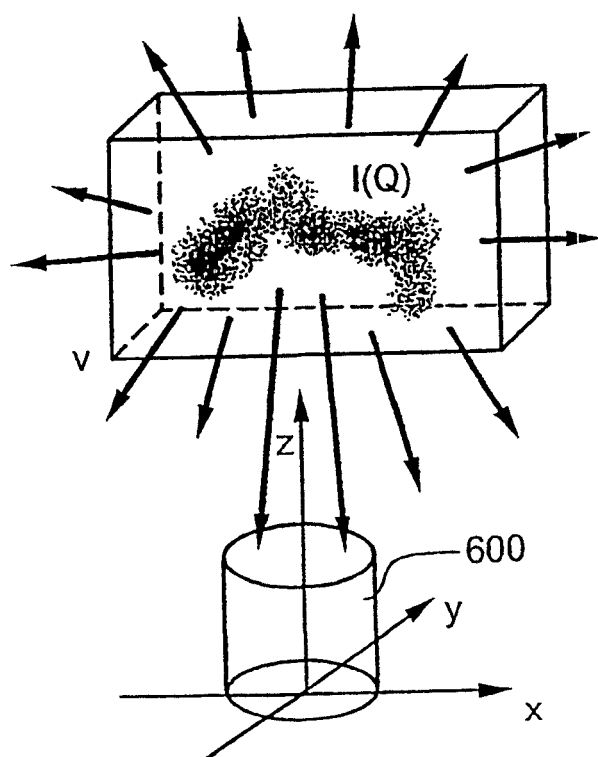


图 27d

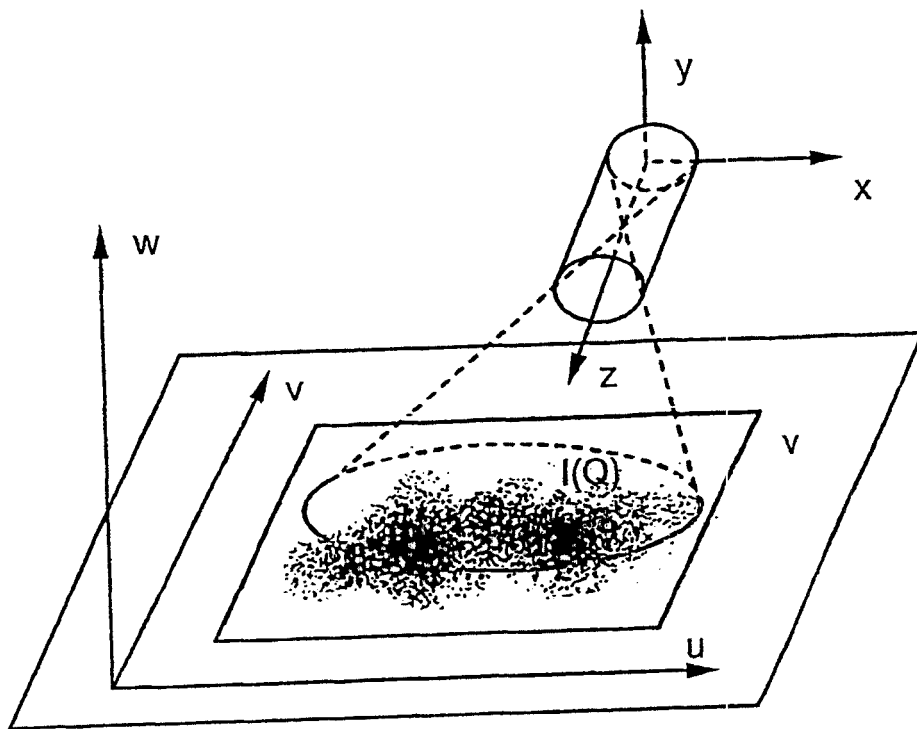


图 27e

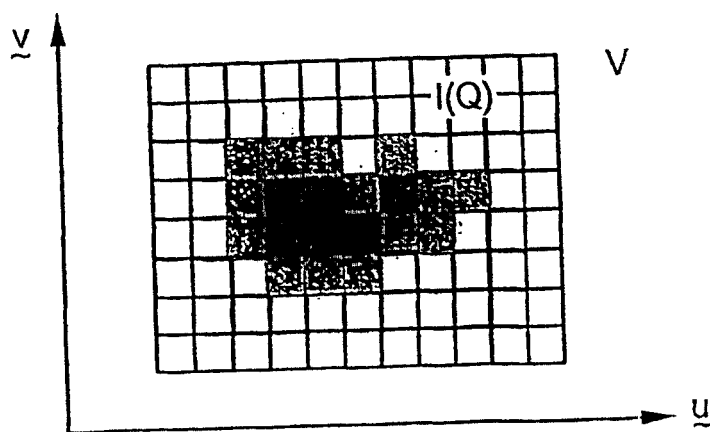


图 27f

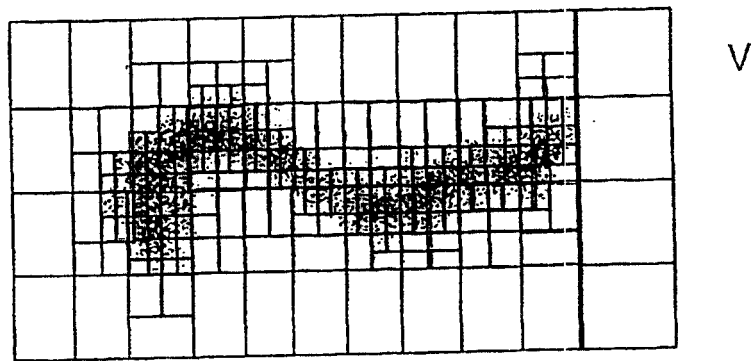


图 27g

专利名称(译)	对坐标系统中放射性辐射源成像的系统		
公开(公告)号	CN1325933C	公开(公告)日	2007-07-11
申请号	CN01817689.5	申请日	2001-07-11
[标]申请(专利权)人(译)	V - 目标技术有限公司		
[标]发明人	Y金奇伊 R阿姆拉米 Y博斯基拉 U安特比 N斯多伦科 G本达维德 Y滋伯斯泰恩		
发明人	Y·金奇伊 R·阿姆拉米 Y·博斯基拉 U·安特比 N·斯多伦科 G·本达维德 Y·滋伯斯泰恩		
IPC分类号	G01T1/161 A61B6/00 A61B5/05 A61B5/055 A61B5/11 A61B6/03 A61B6/12 A61B19/00 A61K51/00 A61P9/10 A61P35/00 G01T G01T1/29		
CPC分类号	A61B2019/542 A61B5/06 A61B5/055 A61B6/03 A61B6/507 A61B6/12 A61B5/415 G01T1/161 A61B6/5235 A61B6/037 A61B6/5247 A61B6/4057 A61B5/064 A61B5/418 A61B6/4258 A61B2090/392 A61P9/10 A61P35/00		
代理人(译)	吴立明		
审查员(译)	赵鑫		
优先权	09/641973 2000-08-21 US 09/714164 2000-11-17 US 09/727464 2000-12-04 US 60/286044 2001-04-25 US		
其他公开文献	CN1469720A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一个用于计算一个放射性辐射源在一个坐标系统中的位置的系统，该系统包括：(a)一个放射性辐射探测器；(b)一个与该放射性辐射探测器相连和/或与其通信的位置跟踪系统；和(c)一个数据处理器，被设计和配置成用来从该位置跟踪系统和放射性辐射探测器接收数据输入，来计算放射性辐射源在一个坐标系统中的位置。

