



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02826803.2

[43] 公开日 2005 年 5 月 4 日

[11] 公开号 CN 1612713A

[22] 申请日 2002.11.1 [21] 申请号 02826803.2
[30] 优先权
[32] 2001.11.5 [33] US [31] 60/337,449
[86] 国际申请 PCT/US2002/035041 2002.11.1
[87] 国际公布 WO2003/039370 英 2003.5.15
[85] 进入国家阶段日期 2004.7.5
[71] 申请人 计算机化医学体系股份有限公司
地址 美国密苏里州
[72] 发明人 E·C·伯戴特 D·L·迪尔多夫

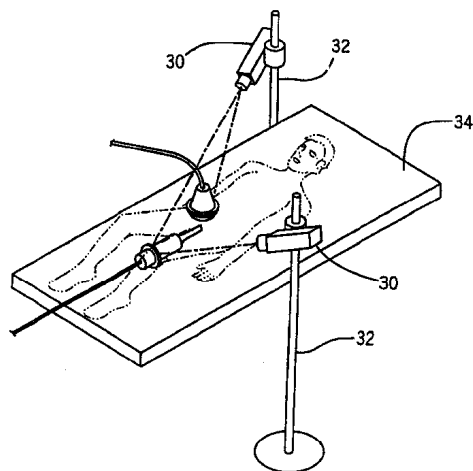
[74] 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司
代理人 李家麟

权利要求书 1 页 说明书 14 页 附图 9 页
按照条约第 19 条的修改 6 页

[54] 发明名称 用于外部波束放射治疗的记录,引导
和目标命中的装置和方法

[57] 摘要

一种用于优化前列腺癌和其他组织疾病的保形的外部波束放射治疗的所述计划记录,目标命中和传递的系统。在计划和治疗期间采用超声探头(41)的实时超声成象可用于软组织治疗靶区的定位和与射线照相或 CT 数据融合在一起以取得共形的治疗最优化。此融合技术提供实时的精确的前列腺容量(区)的定位。一种空间记录系统(30, 40)用于跟踪和记录此超声探头(41)的相对的空间位置。



I S S N 1 0 0 8 - 4 2 7 4

-
- 1、一种记录和外部波束放射治疗目标命中的系统，其特征在于，包括：
超声波探头和成像系统，用于产生治疗区的诊断超声波图像；
空间记录系统，跟踪及记录所述超声波探头的所述相对空间位置；
与软件结合的计算机系统，用于将所述超声波图像与所述治疗区的附加
射线照相图像或与治疗计划图像融合在一起。
 - 2、如权利要求 1 所述系统，其特征在于，所述附加射线照相图像包括 X
光和 CT 图像中的至少一种。

用于外部波束放射治疗的记录，引导和目标命中的装置和方法

发明领域

本发明一般涉及放射治疗的系统，更特别地涉及用于软组织疾病的外部波束放射治疗的系统。

发明背景

前列腺癌是美国男性人口中最普遍诊断癌症(除皮肤癌外)。这些病例中超过 20%多的是局部老年性(locally-advanced)非转移性癌。这阶段用传统辐射剂量的治疗具有明显低控制率的问题，这种治疗是主线路治疗。前列腺癌的治疗是困难的，因为例如膀胱和直肠组织的极其邻近位置对辐射敏感。放射疗法通常在几周内按每日均分量传递(deliver)。前列腺与以每日为基础的辐射区的相对运动使放射治疗更复杂。已经使用利用适形区和高剂量的攻击性更强的放射治疗技术，具有改善的治疗结果。然而，这些剂量递增治疗已遇到由传递到辐射区内正常组织的剂量增加引起的问题，引起许多不能接收的复杂性，例如直肠类癌和膀胱穿孔和/或腐肉形成。(P)1-002 因此，除非能目测到并记录了前列腺的确切位置，并在治疗过程中能维持治疗区的定位，在没有明显增大病态的条件下，就不能给予剂量递增的保形治疗(conformal treatments)法。

下列章节详细地描述外部光束放射治疗的当前治疗模式，包括有关的设备，有关的程序方法或阶段，及存在的问题和限制。

线性加速器(“LINAC”)是一种治疗装置，能产生高能 X 光或电子的治疗波束。该波束的治疗焦点是等角点，该焦点位于相对于活动起重架(grantry)的一个固定位置。移动活动起重架允许调整该波束的角取向(但不是等角点的位置)。移动治疗检查台允许调整该等角点相对于病人的位置和方向。通过用常规的切割导块或自动多叶式波束瞄准仪调整矩形孔径并遮蔽部分所产生的矩形波束，能够修改该波束的横截面大小和形状。由正交激光束表示用于特殊的 LINAC 装置的等角点位置。该位置信息有助于治疗师在每次治疗之前 正确地定位病人，治疗检查台和活动起重架的位置。使激光器对准在病人皮肤

上做的墨水标记。

X 光仿真器是一种使用低能量诊断 X 光以仿真外部波束 LINAC 治疗的治疗计划装置。该仿真器是一种带有类似于 LINAC 的活动起重架和治疗检查台的低能 X 光单元。低能量波束以与治疗中所用的相同入射角直接穿透病人。在薄膜上捕获所产生的“波束眼”X 光图像，并将该“波束眼”X 光图像输入进治疗计划系统，在这里定义，定型，及阻滞波束，并预报有效的剂量分布。

CT 仿真器是一种治疗计划装置，能捕获基于仿真等角点的横向 CT 图像。所产生的 CT 视区通常直接输入到治疗仿真系统，在这里定义，定型和阻滞波束，并预报该有效的剂量分布。该 CT 仿真器比 X 光仿真器能提供更多信息，因为可看见附加的解剖信息，包括插入组织的密度。

治疗计划系统包括第三方软件应用，允许操作员依据外部获得的图像数据，用图形表示适形于前列腺的波束孔。然后计算由该指定波束产生的放射治疗剂量，并做出有关波束能量，计划治疗次数等决策。

放射治疗的第一步包括仿真，在仿真时，X 光仿真器或 CT 仿真器用于捕获涉及仿真治疗等角点的有关病人的解剖信息。用不能除去的墨水，在病人皮肤上做出表示仿真等角点位置的标记。随后，这些标记用于在治疗期间对准的病人。这种处理的输入是所用的波束次数和每个波束的入射角，相应于在治疗时所用的 LINAC 活动起重架的位置。一般定义 4 或 6 个波束。这种处理的输出是 X 光图像或 CT 视区，空间上相对于仿真等角点(isocenter)。

第二阶段包括治疗计划，在治疗计划期间，放射物理学家和放射肿瘤学家用治疗计划系统(TPS)为病人设计多波束治疗计划。这种处理的输入包括由仿真处理产生的等角点基 X 光图像或 CT 视区，以及在治疗期间所用的特殊 LINAC 系统的信息。泌尿科医师或放射肿瘤学家确定前列腺相对于等角点和“轮廓”的推测位置或描绘它对 TPS 的外形。肿瘤学家确定每个波束的孔径和阻滞，因此，确定每个波束的横截面几何图形。确定波束以使波束容量交点尽可能地与前列腺的推测位置和范围内相一致。这个处理的输出是 LINAC 的配置信息，包括波束孔径，阻滞几何图形，波束能量，以及波束方向以及治疗方法，所述治疗方法包括治疗的次数和频率。

LINAC 处理的第三阶段是实际治疗传递，在治疗期间，放射科医师用与 LINAC 相连的引导激光器以及仿真期间在病人皮肤上做上墨水标记，将病人对准到等角点。如需要，可通过移动病人和/或治疗检查台完成这项工作。对于

在治疗计划中所确定的每个波束，将 LINAC 设置成具有合适的起重架角度和波束配置(放射区的大小和阻滞)，以及传递该特定放射剂量。

与前列腺癌放射治疗相关的一个主要问题是治疗计划期间的前列腺定位。前列腺在仿真 X 光中是不可视的，并难以在仿真 CT 数据中确定。结果，在治疗计划期间，肿瘤学家必须参考附近的结构(例如，骨盆带，膀胱等)做出前列腺所在位置的判断。病人之间，特别在前列腺大小之间的差异使这处理变成不完善。所产生的波束定义不能最佳地适形于前列腺，导致潜在的癌组织的欠剂量和/或附近健康组织的过剂量。在治疗计划过程中准确确定前列腺位置和范围的能力将导致更好的波束/前列腺的一致性，并允许更精确地治疗传递。

放射治疗期间另一个显著问题是在治疗时段之间的前列腺移动引起的。通过将 LINAC 引导激光(表示等角点的位置)对准病从皮肤上的墨水标记来定位病人，该标记表示仿真等角点的位置。不能解决在处理时间由于膀胱含量，直肠含量，前列腺水肿，激素疗法和其他因素引起的人体内前列腺的正常移动。因为无数次治疗分布在数周或数月内，由于相对于等角点的前列腺移动，这种移动能导致目标精度的明显损失。

同样地，在实际治疗时段期间，还存在前列腺组织的移动问题。在将治疗的病人定位好后，操作员离开治疗室，并远程地执行治疗，通常经过闭路电视链路观看病人。病人的任何移动将使前列腺相对于治疗等角点产生相对移动，降低了波束/前列腺的一致性，并削弱治疗效果。

另一个明显问题是对直肠和膀胱不必要的放射性暴露。由于直肠与前列腺与前列腺非常接近，治疗计划必需仔细，以避免在治疗前列腺过程中使直肠壁和膀胱受到过剂量的辐射。在任何给定的治疗期间，直肠粪便量和膀胱容量(volume of bladder content)能影响到由直肠后壁或由膀胱接收的剂量。

一种传统系统是由 Nomos 公司作为 BAT(B 模式获取目标)系统销售。BAT 包括安装到台式安装的定位器臂的腹部(transabdominal)超声波探头，及二维超声波成像系统，用于显示治疗时相对于等角点的病人定位过程中的前列腺。BAT 不提供治疗计划。

BAT 系统使用腹部 TA 探头，而不是直肠(TR)探头，该 TA 探头由放射医师使用，在治疗时具有最小的增量。TR 探头比 TA 探头提供更可靠的前列腺图像，因为直肠和前列腺间的插入组织量较小，病人体积很少影响到相关几何图形。

病人体积能明显影响到 TA 探头探查前列腺的能力。

BAT 能提供二维成像，并必须由操作员移动，以提供前列腺的不同空间视图。在治疗期间不能使用 BAT，因为它会干扰治疗波束并因为它难以保证整个治疗中超声波透明 (ultrasound-transparent) 与病人连续地接触。从而，仅在病人设置期间使用 BAT。此外，BAT 不能与治疗计划相结合，并仅能用于相对于等角点的视觉定位前列腺中点。

发明概述

所以，本发明的一个目的是提供一种改进的和综合治疗系统，该系统使用作为治疗处理过程的某一部分的超声图像的软件。

本发明的另一个目的是提供一种改进无框架定向空间记录系统，用于软组织治疗过程。

本发明一个附加目的是提供一种改进系统，用于产生病人治疗协议的解剖分段 (anatomy segmentation)。

本发明又一个目的是提供一种改进成像系统，便于病人治疗，该成像系统包括治疗性放射波束眼睛视图并还能够控制放射区大小。

本发明还有另一个目的是提供一种改进成像系统，该系统无缝地与标准的和 IMRT 治疗计划系统相结合。

本发明又一个目的是提供一种改进成像系统，允许图像输出到治疗处理计划系统，用于与 CT 或标准仿真成像相融合 (fusion)，以定位内部软组织治疗目标。

本发明另一个目的是提供一种改进成像系统，该系统依据治疗计划用超声波成像进行迅速病人对准。

本发明还有另一个目的是提供一种改进治疗系统，该系统提供软组织治疗区中的精确定位和治疗目标命中。

本发明另一个目的是提供一种改进的综合治疗系统，该系统包括用治疗计划确认治疗处理的一种方法。

本发明又一个目的是提供一种改进的和综合治疗系统，允许在治疗处理过程的每个方面进行连续监视。

依据上述目的，本发明在放射治疗的所有阶段能精确地和决定性地定位及固定前列腺 (和人体其他部分) 的位置，这样，允许精确地将逐步增加的剂

量目标命中和传递到病人，并不会增加病情及损伤周围的健康组织。

从描述本发明较佳实施例的下列说明和权利要求及附图中将明白本发明的进一步的优点和功能。

附图简述

图 1 是一张前列腺放射治疗的标准治疗计划仿真图像，显示骨骼，膀胱和直肠，以利于推断前列腺的位置，其中叠加辐射区域，以指明接收放射治疗的区域；

图 2 是一张图像，显示超声波图像和 X 光仿真图像的融合，连同新叠加的辐射区域，其中内部轮廓线显示由超声引导技术确定的需要完整处理的前列腺治疗区大小，而外部轮廓线显示由传统技术确定的治疗区的大小，其中，在融合图像中可看见前列腺及其他组织，这些在 X 光单独仿真中是看不见的；

图 3 是一张平面图像，在右手侧显示一组超声波图像，这组图像已经读进软件计划程序内，同时主窗口显示除去标记的一张选择图像；

图 4 是一张平面图像，显示读进软件程序的 X 光图像；

图 5 是一张平面图像，用于调查数字式验算的超声波图像(DRU)怎样用于获取有关前列腺的信息，其中左手侧的窗口显示一张前-后 DRU 图像，是用第一张图中平面上显示的超声波图像组中的数据计算的，而右手侧的窗口显示一张前-后 DRU 图像，是仅用离超声波探头轴 2.5 厘米和 4.0 厘米的水平面之间的数据点计算的，在该图像中，能够清楚地识别出前列腺。

图 6 是一张图像，在主窗口中显示一平面，将前-后 X 光图像与前-后 DRU 图像相组合，其中，用通常的灰度级方法显示 X 光图像数据，而 DRU 图像数据已经赋予变色的蓝绿色(等同于绿和蓝色组合)，并其中，右手侧的上部和下部窗口分别显示原 X 光图像和 DRU 图像；

图 7 是安装有瓶颈环的直肠超声波探头示意图，在瓶颈环的表面上含有 LED 发射器或灯，以允许用光学记录系统跟踪探头位置；

图 8 是图 7 所示瓶颈环的端视图，含有多个 LED 发射器或灯，用于用光学记录系统进行跟踪，其中，瓶颈环安装到超声波直肠探头上；

图 9 是用于将 LED 或灯光源安装到瓶颈环表面的替代配置的一张示意图；

图 10 是用于将 LED 或灯光源安装到瓶颈环表面的替代配置的又另一张示意图；

图 11A 是配备有按照本发明一个替代实施例的多个 LED 发射器或灯的瓶颈环的一张示意图；图 11B 是一个基底，在该基底上安装图 11A 的瓶颈环；而图 11C 是图 11A 瓶颈环的侧视图；

图 12 是一张建立本发明一个示范系统的治疗室配置示意图，用于治疗前列腺癌，包括光学记录系统，配备有安装在邻近于病人治疗检查台的两架照相机，用于跟踪安装在直肠超声波成像探头上的 LED 的三维空间位置；

图 13 是一张建立本发明另一个示范系统的治疗室配置示意图，用于治疗前列腺癌，包括光学记录系统，配备有安装在邻近于病人治疗检查台上的两架照相机，用于跟踪安装在直肠超声波成像探头上的 LED 的三维空间位置；及

图 14A 是一张直肠成像探头之间的多个超声波传感器的示意图；而图 14B 是直肠成像探头之间的多个超声波传感器另一种配置的示意图。

发明详述

本发明包括用于提供对前列腺癌和其他软组织疾病的外部波束放射治疗的改进的计划、记录、目标确定和共形（conformal）发送的技术和集成硬件和软件系统。计划和治疗期间的实时超声波成像用于定位软组织目标并与射线照相或 CT 数据融合在一起，用于保形治疗的最佳化。本发明的融合（fuse）技术提供实时精确地定位前列腺体（或其他软组织）。特别对于前列腺癌的治疗，使用直肠超短波示波器和骨盆区内前列腺精确定位的图像融合，实现前列腺的可视化。这使得有可能通过转换超声波和 X 光/CT 图像上的超声波数据，精确地确定前列腺目标的位置。有了前列腺明确位置，能够最优化辐射区，以明显地减少正常组织的照射量，因此，使周围正常组织的暴露减少到最小，并增加传递到前列腺治疗目标的剂量。

用无框架定向（stereotactic）图像记录实现超声波图像相对于放射治疗区的精确定位。这种技术允许非常精确地，低成本保形治疗计划和定位。能够处理到处理地（treatment to treatment）跟踪前列腺移动，并可实时地调整外部辐射，建立动态和自适应治疗，明显地增强放射治疗能力，同时降低病症。这种方法应用于 IMRT 以及传统计划和治疗传递。最后，本发明提供一种新的低成本解决方案，用于前列腺和其他内部软组织的保形放射治疗，一贯地比用于病人定位及确定治疗边界的传统方法更精确。

本发明一般包括设计和使用一种集成系统，用于为保形性外部波束放射治疗精确地命中软组织目标。计划和治疗间的实时超声成像用于软组织的目标定位，并与保形治疗的射线照相或 CT 数据融合，以优化保形治疗。例如在前列腺癌的治疗中，用直肠超声照相法实现前列腺成像，并且这些图像自动地记录到骨盆区内的确切位置。这使得能通过超声波图像和 X 光/CT 图像上的超声波图像数据的转换和可视化，有可能精确地命中前列腺。图 1 是用于前列腺放射治疗的一种标准治疗计划仿真图像，显示骨架，膀胱，和直肠，用于推断前列腺的位置。叠加辐射区，以表示将接受放射治疗的区域。

涉及计划阶段的本发明一些关键功能包括：使用集成超声波系统和软件；软组织图像的无框架定向空间记录；解剖分段的产生；波束眼睛视图的产生；和区域大小的控制；与标准和 IMRT 治疗计划系统的无缝集成；及输出到治疗计划系统的能力，该治疗计划系统用于与 CT 或标准仿真图像融合，定位内部软组织治疗目标。

在治疗阶段，本发明提供一种治疗计划，用超声波成像同时使用治疗计划进行快速病人对准，精确定位及治疗目标命中软组织治疗区(treatment volume)，用治疗计划确认的能力，以及每个及每次治疗期间的连续监视。

本发明集成硬件和软件系统的较佳格式可分为五个主要部分：(1)超声波成像硬件，(2)治疗引导和记录系统，(3)用于治疗计划中的图像融合算法和软件，(4)放射治疗传递阶段用的实时图像融合和定位软件，及(5)计算机系统，用于集成这些部件。下列章节提供有关这个建议发明的特殊实施例的细节。

超声波成像探头用于提供软组织足够的诊断图像，同时还维持成本效益合算的系统。对于前列腺癌的治疗，超声波成像系统可以包括标准直肠超声波成像探头，较佳地提供前列腺的径向和横向视图。机械或电子地使超声波传感器/探头横掠过或扫描，以提供掠过目标组织的多张二维图像切片。按空间记录每个图像切片的空间位置，然后重建这些二维图像，以形成靶区(target volume)的三维图像，用于治疗计划及放射治疗的引导。通过机械分档器或夹具装置将超声波探头固定在适当的位置，或用支撑扎带“徒手”定位或夹持该探头，以允许病人在设置期间能自由移动，但能防止该探头落下。虽然可以使用任何独立的诊断系统，较佳地将超声波单元也与计算机工作站集成在一起，以提供数字控制并将超声波图像与软件应用以及其他成像源集成在一

起。

本发明的空间记录和引导系统用于一直记录超声波成像探头相对于已知基准点的 3-D(三维)空间位置。一种实现记录的方法是通过使用空间编码的定位器臂,该定位器臂跟踪超声波探头的位置。该定位器臂的一端固定超声波探头,并且它的另一端机械地稳定或固定到治疗检查台。该定位器臂在几个点上用关节连接,至少允许有 3 度的自由度,并在这些点应用编码装置,以精确地确定超声波探头相对于治疗检查台支柱的位置和方向。该定位器臂也允许超声波探头的自由移动和定位,便于病人在设置时的移动。该定位器臂用于精确地和再次重新定位超声波探头相对于辐射区中心的位置。然后将该探头的定位信息输送给图像定位软件,用于记录有关治疗等角点的图像。

实现超声波探头的空间记录和引导的另一种方法是通过光学或电磁传感器检测。在这种技术中,将照相机或其他集中探测器安装在治疗室内,并用于跟踪和记录超声波探头或它固定器的位置。

如图 7, 8, 7, 11A 和 11C 中所示,多个 LED 发射器或灯光源 40 安装到超声波成像探头或安装到瓶颈环 42 上,该瓶颈环 42 安装在探头 41 上。然后当超声波探头 41 在病人治疗区附近自由移动时,照相机或探测器能够实时确定并记录这些灯光源 40 的 3-D 位置,并因此能确定和记录该超声波探头 41 的位置。一种简单的校正处理能用于确定超声波探头 41 到一个已知基准机架(frame)的相对空间位置,以及超声波图像的记录。这校正信息能够储存在计算机的参考文件内并由软件程序使用。

在治疗计划期间,图像融合和定位软件量化超声波成像平面并将这些超声波图像与 X 光仿真薄片结合在一起,以精确地显示前列腺相对于治疗等角点的位置。这允许操作员确定解剖轮廓,放射波束及屏蔽块(shielding blocks),以确定前列腺的最佳治疗位置和形状。这个计算机软件将解剖轮廓,辐射区,屏蔽块,超声波图像,X 光图像,及融合图像以电子格式传送给外部治疗计划系统,操作员能用这些信息进行剂量计算。所有结构和图像涉及等角点。融合超声波图像和仿真计划图像的一种技术是用软件程序完成的,该软件程序使用每张图像上的两个相同基准点的明确标识(P)11-058)。较佳地,超声波装置直接连接到运行这个图像融合软件的计算机系统,以便可以实时地计算和显示该合成的图像。

对于放射治疗传递,波束目标命中软件用于按 2-D 图像切片或 3-D 图像

区显示前列腺的实时超声波图像，它涉及放射等角点，并叠加于治疗计划阶段定义的波束轮廓。图像记录和可视化允许操作员确定是否将病人最佳地定位到符合治疗计划的位置，并允许操作员进行适当地调整，以使病人或放射波束产生最理想的目标命中。将软件程序理想地集成进主计算机系统，但也可经网络连接来实现。

一种基于标准个人计算机结构的集成计算机系统，较佳地用于执行软件程序，以及控制和协调该系统其他硬件部件的活动。除了与其他硬件部件连接之外，计算机还提供用户接口，高质量图形和浏览能力；与其他计算机通信的标准网络接口，包括 DICOM 服务器。计算机还用适当的处理器；记忆体储存器；及视频/图形卡，以提供先行图像处理，计算和实时显示能力。除了上述的之外，本发明的系统和软件也可包括与超声波图像的输入和测量有关的附加能力。例如，操作员能操纵该系统从超声波系统经主计算机内的视频捕获硬件实时地捕获超声波图像。该系统也能维持病人文件中的至少一“堆”超声波图像。该系统能提供超声波图像的缩略视图(thumbnail view)，同时也允许操作员实时地删除图像和/或添加新图像。该系统也允许用户每次一张地浏览 X 光图像，并且例如包含用于开窗和均匀化(leveling)，直方图均衡化的工具。此外，用户通过指明图像内特殊点(例如探头顶部中点，及上面到右面 5 厘米的点等并指明哪一部分视频图像含有有效超声波数据。然后该校正数据能储存在配置文件内，用户能调整亮度，对比度，和/或其他基本视频参数，并还指明为了降低噪声，应对多幅帧一起进行平均。

另外，用户能校正用于特定探头的软件。这软件包括测量图像平面的位置和方向，该位置和方向相对于臂探头附件的位置和方向。替代地，在本发明的一个实施例中，用户通过将探头移动到相对于等角点的特定已知点，能够一起校正该臂和探头。然后将该校正数据存储在配置文件内。该软件完整性保存捕获的图像，以及相对于等角点的图像平面的位置和方向。该软件包括能显示所需图像切片的三维视图，在有界框内含有穿过等角点的叠加的引导线，当超声波探头移动时，该切片能在三维空间内移动。能按适合于输入到 TPS 的格式输出超声波图像区，该超声波区相对于等角点定位。

本发明还提供有关 X 光图像的输入和管理的许多改进的功能。例如，本发明允许操作员输入多张 X 光仿真图像。这些图像取自 X 光片，已经扫描进入位图图像文件(即，jpeg, tiff 等文件)。在本发明的一个实施例中，操作

员能经过网络连接，或经过可记录介质将这些文件移到一个文件服务器。对于每张输入的图像，操作员必须指定起重架角度，以识别图像中等角点的投影(projection)，及图像的比例尺(the scale of the image) (P)12-059)，(或许通过识别仿真头中的基准线交叉点，该交叉点投入 X 光图像)。操作员指定仿真器的几何图形，包括源到等角点距离和源到薄片的距离。然后将校正数据储存在一个配置文件中。除了提供 X 光图像的缩略视图外，该系统在病人文件中维持一‘组’X 光图像，并允许操作员命名，删除和/或将新图像添加到当前组中，该系统也允许用户每次一张地浏览 X 光图像，并包含用于分窗和均匀化，直方图均衡化等操作工具。图 4 示出检查单个 X 光图像的一个平面，该 X 光图像读入软件程序内。

相对于等角点定位的单个 X 光图像可以按适合于输入到 TPS 的格式输出。本发明提供图像浏览器，允许用户浏览 X 光图像，将三维重构的超声波视区(view volume) (DRU) 叠加到 X 光图像。图 5 示出一个平面，用于调查数字式验算的超声波图像怎样用于获得有关前列腺的信息。左手侧的窗口显示用在第一张图中平面上显示的超声波图像组中的所有数据计算的前-后的 DRU 图像。右手侧的窗口显示仅用在离超声波探头轴 2.5 厘米和 4.0 厘米的水平面之间的数据点计算的前-后的 DRU 图像。在后面的图像中，能清楚地识别前列腺。

DRU 是离散的(divergent)，意指：从射线源经超声波视区投入的单射线沿一条直线离散，该射线源假定为点源。操作员能将 DRU 和 X 光图像“混合”成各种程度，允许用户清楚地浏览 X 光图像内前列腺的位置。融合图像可以按适合于输入到治疗计划软件的格式输出。图 6 在主窗口中示出一个平面，该平面将前-后的 X 光图像与前-后的 DRU 图像组合在一起，其中，用通常的灰度级方法显示该 X 光图像数据，而 DRU 图像数据已经赋予变色的蓝绿色(等于绿和蓝色成分)。右手侧上部和下部窗口分别显示原 X 光图像和 DRU 图像。

为了画轮廓线，本发明给用户提：利用超声波数据作为向导，画出解剖轮廓线的能力。用户还具有按 2-D 或 3-D 模式画轮廓线的能力。轮廓线能为复合解剖所接受并用名字来识别(P)13-062)。用户也能够指明画轮廓线的新结构并给该新结构命名。该轮廓也可按适合于输入进 TPS 的格式输出。

关于本发明涉及的辐射区，本发明允许操作员用融合图像(X 光片与 DRU 和/或轮廓线重叠)作为向导，重新调整建议治疗区的大小。为每张 X 光片保

留一个区域。操作员能依据线性加速器的能力，指定限制治疗区大小的尺寸，并指明该治疗区是否必须保持对等角点的对称性（“对称颌”制约）。然后将校正数据储存在一个配置文件内。波束外形(beam profile)按适合于输入进 TPS 的格式输出。

本发明也允许操作员在建议的治疗区内画“方框”。该方框是厚的. 塞罗本德合金(Pb-Cd)框，用于校准或屏蔽治疗区角免受辐射，并用于确认对前列腺波束眼睛横截面的辐射。操作能指定一个边界，该边界是该方框延伸到超过治疗区边缘外的区域。要求该边界允许方框物理地安装到托板(carrier)，该托板放进线性加速器的头部，该方框可按适合于输入到 TPS 的格式输出。将校正数据储存在一个配置文件内。操作员能将由一个操作员指定的比例因子缩放的方框(block)打印成蓝图，由利用某一特定病人方框的人员使用。该比例因子储存在配置文件内。

当获取超声波图像时，该系统 and 软件允许操作员实时浏览超声波图像数据。依据治疗检查台位置和定位器臂知道超声波图像的位置。

操作员能够叠加原前列腺的轮廓线，和/或图像切片视图上的任何一个治疗波束的几何结构(区域，方框等)，允许操作员确定是否按计划定位前列腺。在治疗间可以使用这个功能，以帮助将病人对准等角点，并确信前列腺在治疗期间维持在它期望的位置。病人的无意移动，气体通过内脏，也能引起前列腺在治疗期间的移动。

本发明的系统还具有将与特定病人有关的所有数据，图像，设置等，包括管理信息(病人姓名，医生姓名，机构等)储存在一个“病人文件”中的能力。配置文件含有应用的校正设置。操作员也能够命名，保存，并装载配置。

除了用于改进外部波束放射治疗的目标命中的实际系统外，新的步骤也包括本发明治疗模式。在准备仿真中，技术员将探头和记录系统安装到仿真台上。用探头移动和该系统的用户接口的组合，技术员校正相对于仿真等角点的记录系统。然后在仿真处理期间插入超声波探头。用系统用户接口，用户获得含有前列腺的三维超声波视区(view volume)。用户也需要操纵超声波探头，以保证将前列腺落入探头的三维视图范围内。当按正常方式捕获仿真数据(CT 或 X 光图像)时，探头保持在适当的位置。图像融合软件用于将从仿真器捕获的图像数据与由记录系统提供的等角点基准超声波视区组合在一起。结果是一组融合的图像或融合视区，在这引些图像中可清楚地看见前列

腺。图 2 显示超声波到 X 光仿真图像，加之新叠加的辐射区段的融合结果。内部轮廓线显示由超声波导向技术确定的完全治疗前列腺所需的治疗区尺寸，而外部轮廓线显示由传统技术确定的治疗区的尺寸。在融合图像中，前列腺和其他组织是可见的，而在 X 光单独仿真时这些组织是不可见的。重要的应注意，高剂量辐射区限制在只含有极小一部分邻近组织的前列腺区内，邻近组织例如为膀胱和直肠。

治疗计划是用现存的治疗计划系统(TPS)按类似于这里描述传统模式的方式进行。治疗计划期间所用的融合图像数据允许放射肿瘤学家易于确定前列腺的确切位置和范围。技术员将探头和记录定位器臂安装到治疗检查台上。使用探头移动和系统的用户接口的组合，然后技术员校正探头定位器相对于 LINAC 等角点的位置。然后插入超声波探头。在该点，该系统能提供空间地基于治疗等角点的实时三维超声波数据。图 3 显示在右手侧显示的平面图像：一组超声波图像，这些图像已经读入到软件计划程序内。主窗口显示除去标记的一张选择图像。

波束目标命中和引导软件，利用来自图像记录系统的实时图像和来自治疗计划的信息，允许技术员浏览具有叠加的波束几何图形和原前列腺轮廓的前列腺超声波图像。技术员调整病人和/或治疗检查台的位置，以尽可能地使前列腺对准原前列腺轮廓线，并确认波束与前列腺相一致(conformal with)。在治疗期间，用户监视前列腺和治疗几何图形的实时显示，在整个治疗期间保证放射波束维持与前列腺相一致。

下面描述本发明较佳系统怎样解决先前在传统治疗模式中发现的问题和限制。在仿真时，图像记录系统安装到仿真台上，并由操作员校正该图像记录系统相对于仿真等角点的位置。然后，在仿真期间将直肠探头插入病人体内。在准备好输入到治疗计划系统的合成的 X 光图像或 CT 视区后，图像融合软件用于将超声波数据(在这些数据中，前列腺是清晰可见的)融合进仿真数据。然后将增强的数据输入进 TPS，并允许肿瘤学家清晰地识别前列腺相对治疗等角点的位置和范围，允许确定高度一致性波束。

在治疗时，图像记录系统安装到治疗检查台，并由操作员校正该图像记录系统相对于治疗等角点的位置。然后在治疗期间将直肠探头插入病人体内。将由 TPS 提供的波束几何图形信息输入进波束目标命中软件，该软件给操作员提供相对于治疗等角点的前列腺图像。通过对治疗时画的前列腺位置和范围

与由超声波图像确定的前列腺的实际位置和范围进行比较，操作员能够调整病人的位置。这样，整个治疗期间能保持治疗计划时假定的波束/前列腺的高度一致性。另外，直肠探头的存在有助于保证每次治疗时前列腺位置的一致性。

图像记录系统提供治疗期间前列腺的实时图像。波束目标命中软件用于浏览该实时图像。如果病人位置改变时，监视治疗时的位置将允许操作员中止治疗。

治疗期间直肠探头的存在使直肠背侧移离前列腺。仿真和治疗期间使用直肠探头有助于在整个仿真和治疗过程中维持直肠，膀胱颈，及前列腺之间的固定空间关系。这允许避免直肠壁和膀胱颈的过度暴露，并保证保形治疗计划的范围。

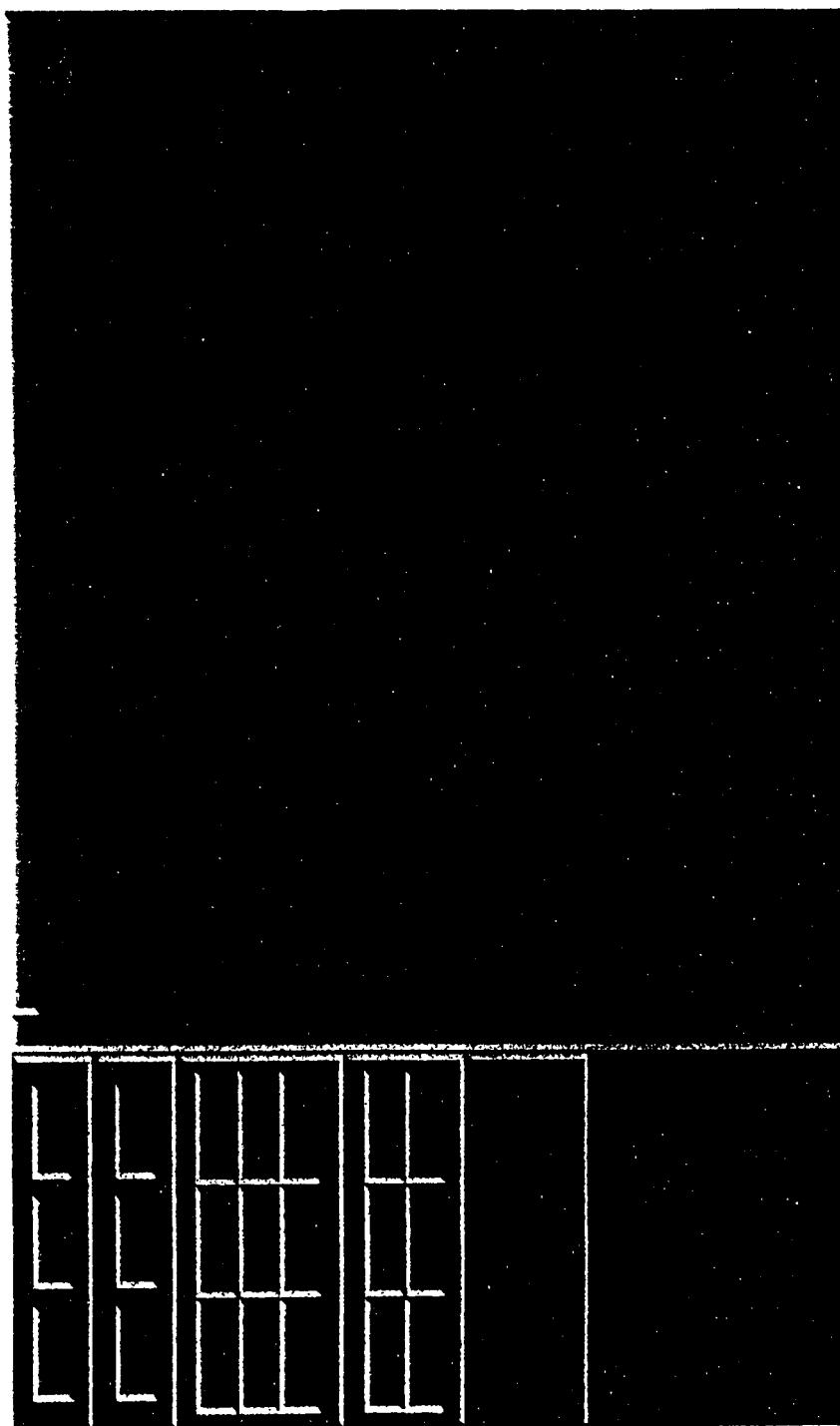
本发明的探头或成像装置易于空间操作，但不需将它困扎到编码臂或类似构件上。本发明的探可按几个方向移动。在本发明一种较佳实施例中，探头是能产生图像的超声波成像探头。不像传统成像和治疗系统，所建图像不必从一堆平行图像或经斜扫描的多幅扫描图像中进行组合。它可以在空间的任意位置。并且，通过利用这个成像装置上的几点，用户总是知道它空间的位置。该装置收集数据，并将光学和电磁装置的组合定位在治疗室内一起工作，并空间地将这个成像装置定位在经成像装置上的几个点或探头接地的地方。图像的空间位置已经知道，并由相对于所述点的成像探头产生，因此那是一个给定的位置，由于它们都在相同的装置上，也是一个固定的位置。这给用户提供了特定关系，并因为用户知道所述点与该装置有关，和由光电磁系统的调节(依据实施例，它也可以是单独的简单光学装置或单独的电磁系统)，可确定该装置的位置。

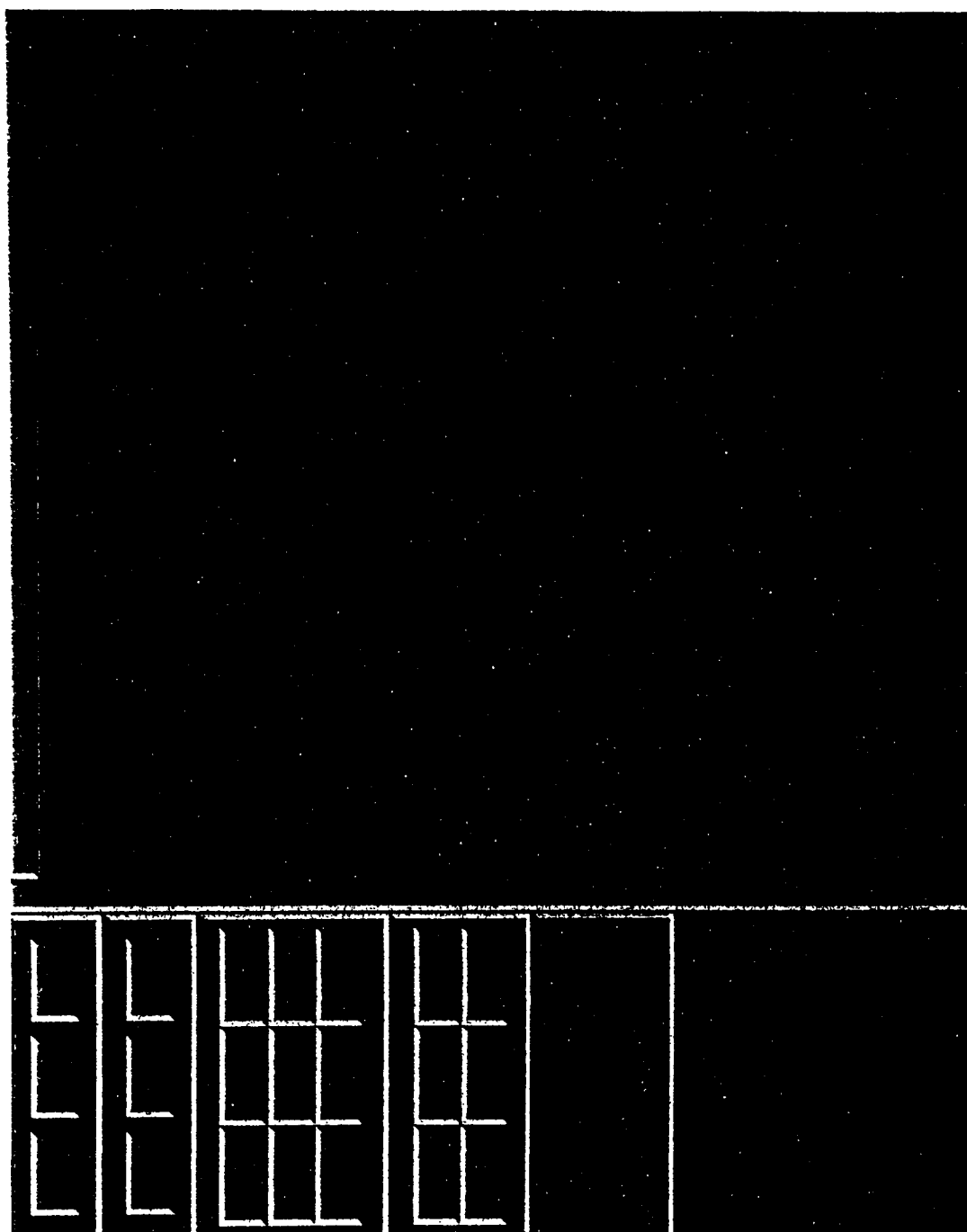
图 12 和 13 显示按照本发明一个实施例系统的一般设置。一对照相机 30 安装在病人治疗检查台 34 相对两侧的支架 32 上。

上面提供的信息由相关的软件收取，并转换成三维图像区(image volume)。不仅是这个系统能再现该图像区，而且允许用户操作该图像区。例如，用户能精确地使用计算机鼠标点击该图像区表面上的点。然后该系统将产生一个表面，该表面匹配于在其下面设置的实际固有图像数据的真实图像区形状并建立图像区信息或其他信息。能够映射表面的单个位置，并且能用如 8 或 9 或 10 的几个点或用如 20 或 30 或 40 的更多点显示该表面的全部的

图像容量轮廓。例如，这个系统在前列腺疾病的治疗中非常有用，因为用户不必具有几个夹具，编码臂和步进装置，能识别体内空间中的真实位置，该步时装置含有步进时的位置编码。

虽然已经描述了本发明较佳实施例，那些技术熟练的人员将明白：本发明允许做许多修改或改变，并没有背离本发明的真实精神和范畴。因此，这里描述的实施例倾向于在权利要求中精确定义的本发明范畴，该权利要求附加到并构成本专利申请的一部分。





2



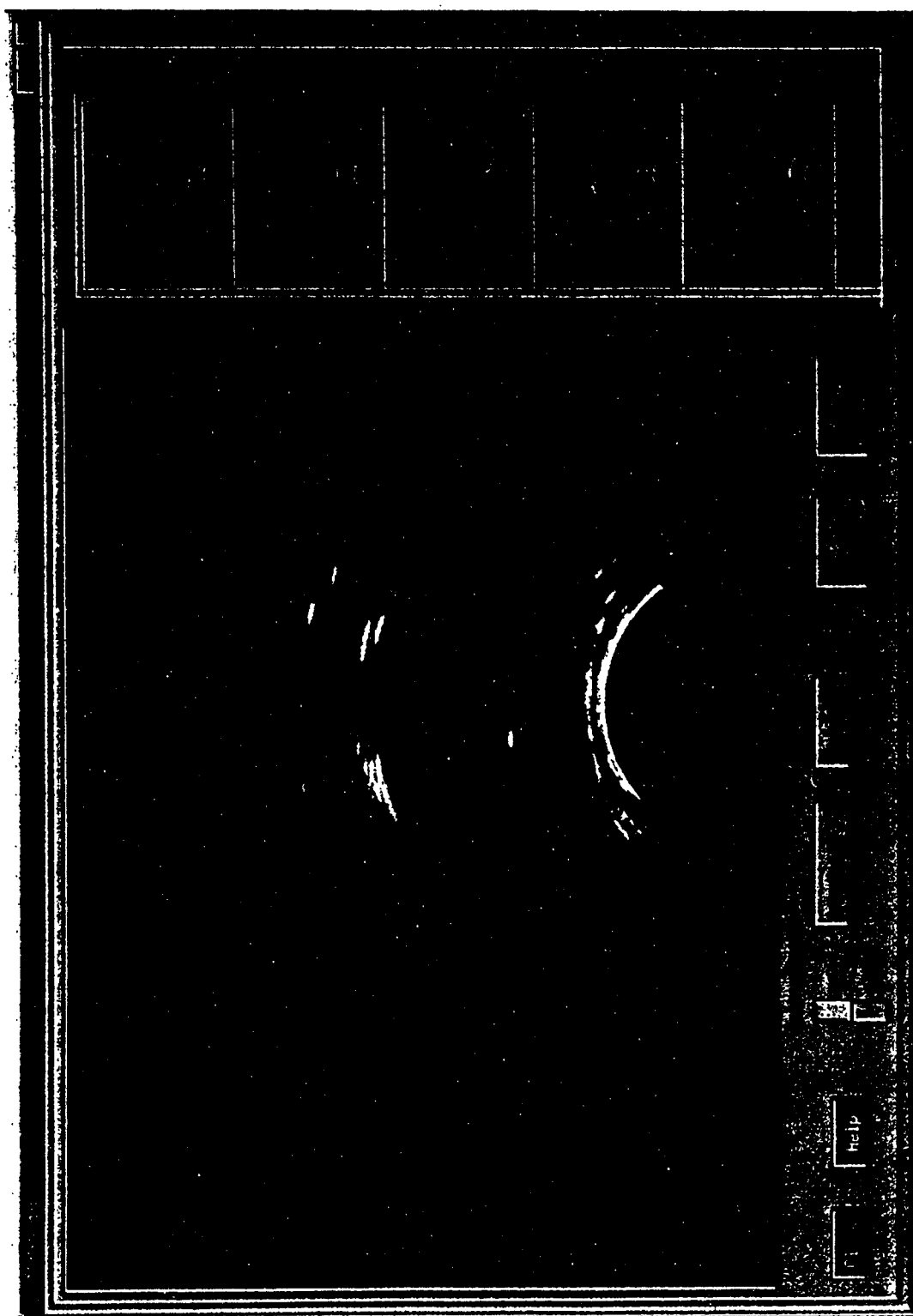
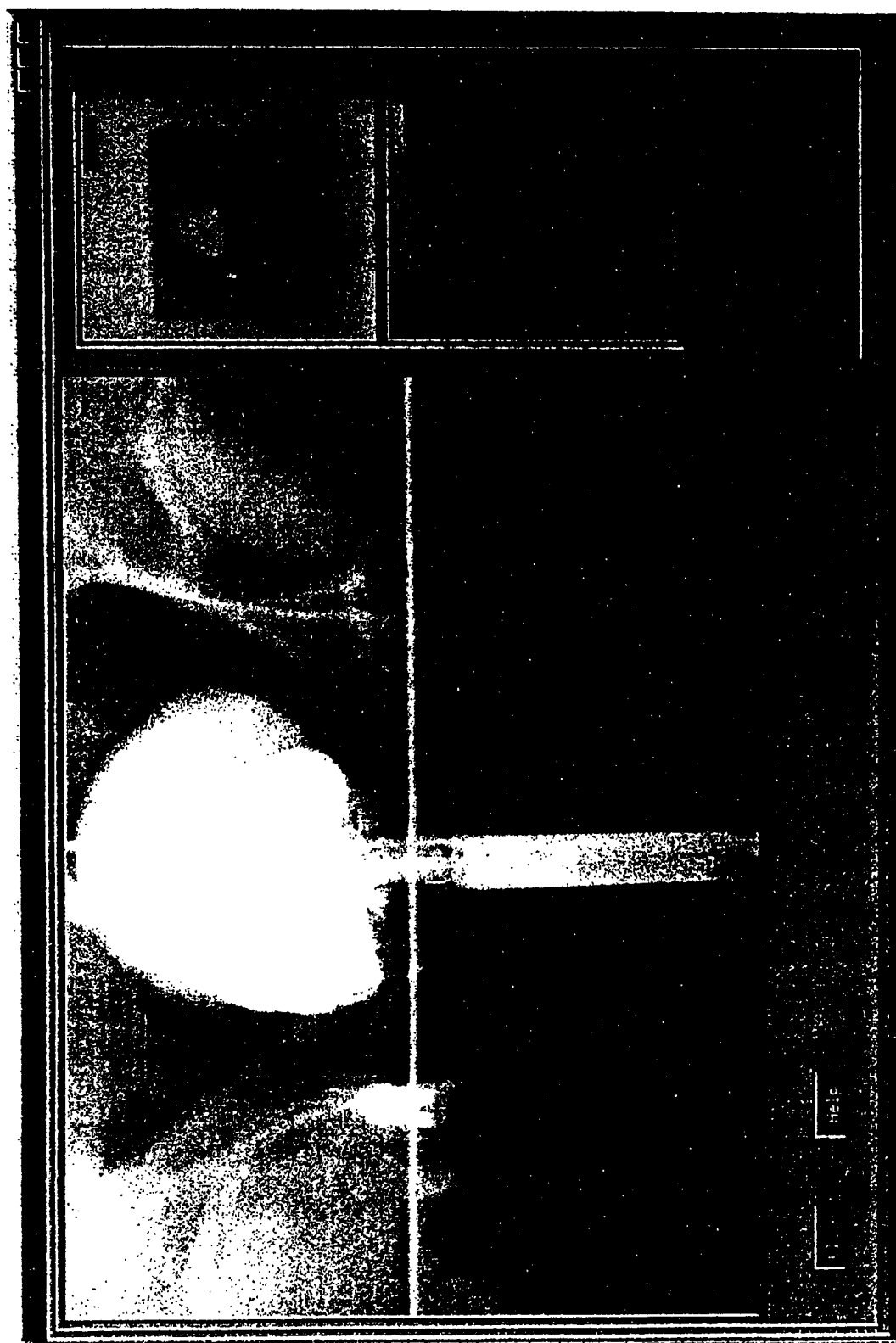


图 3



4

图

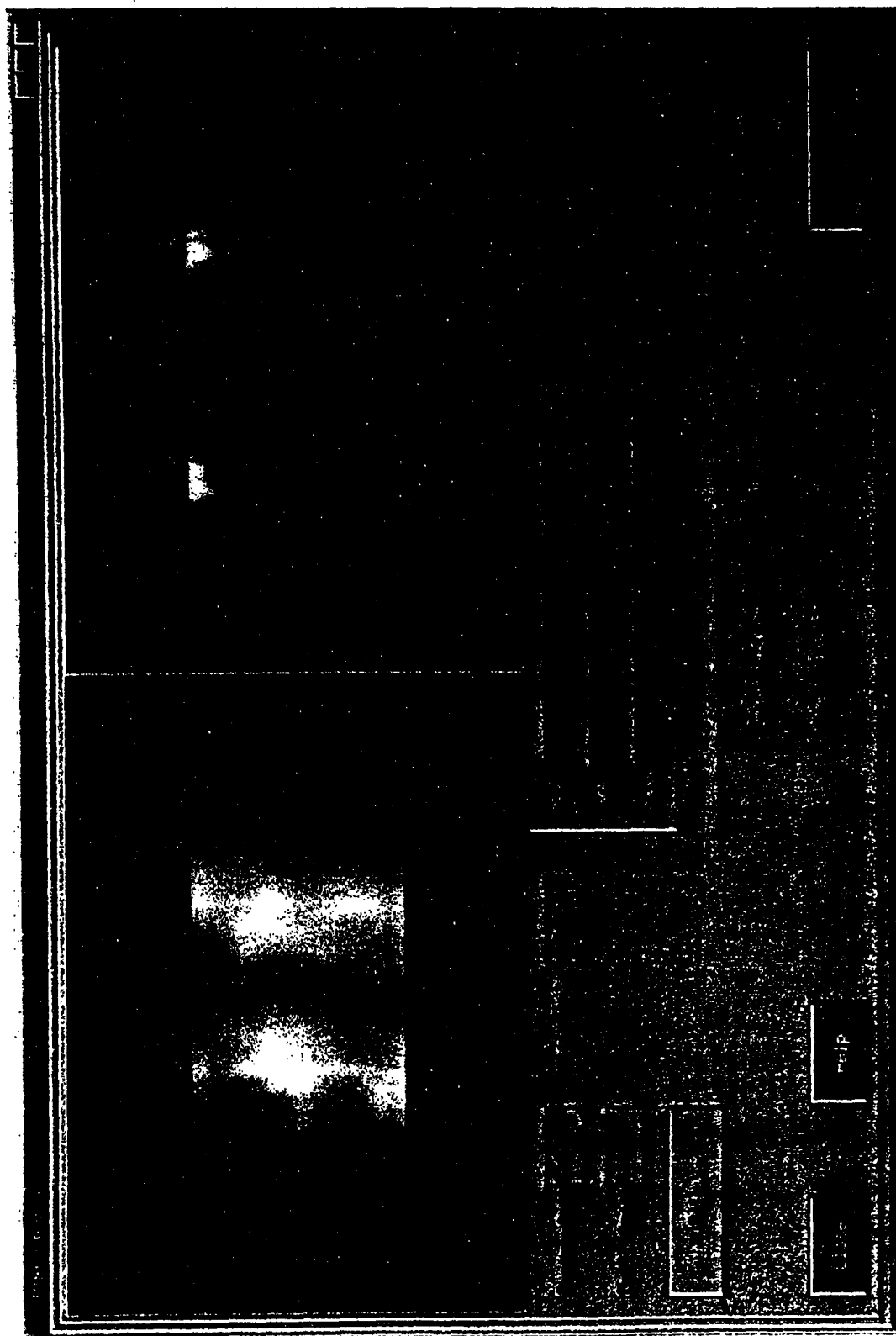
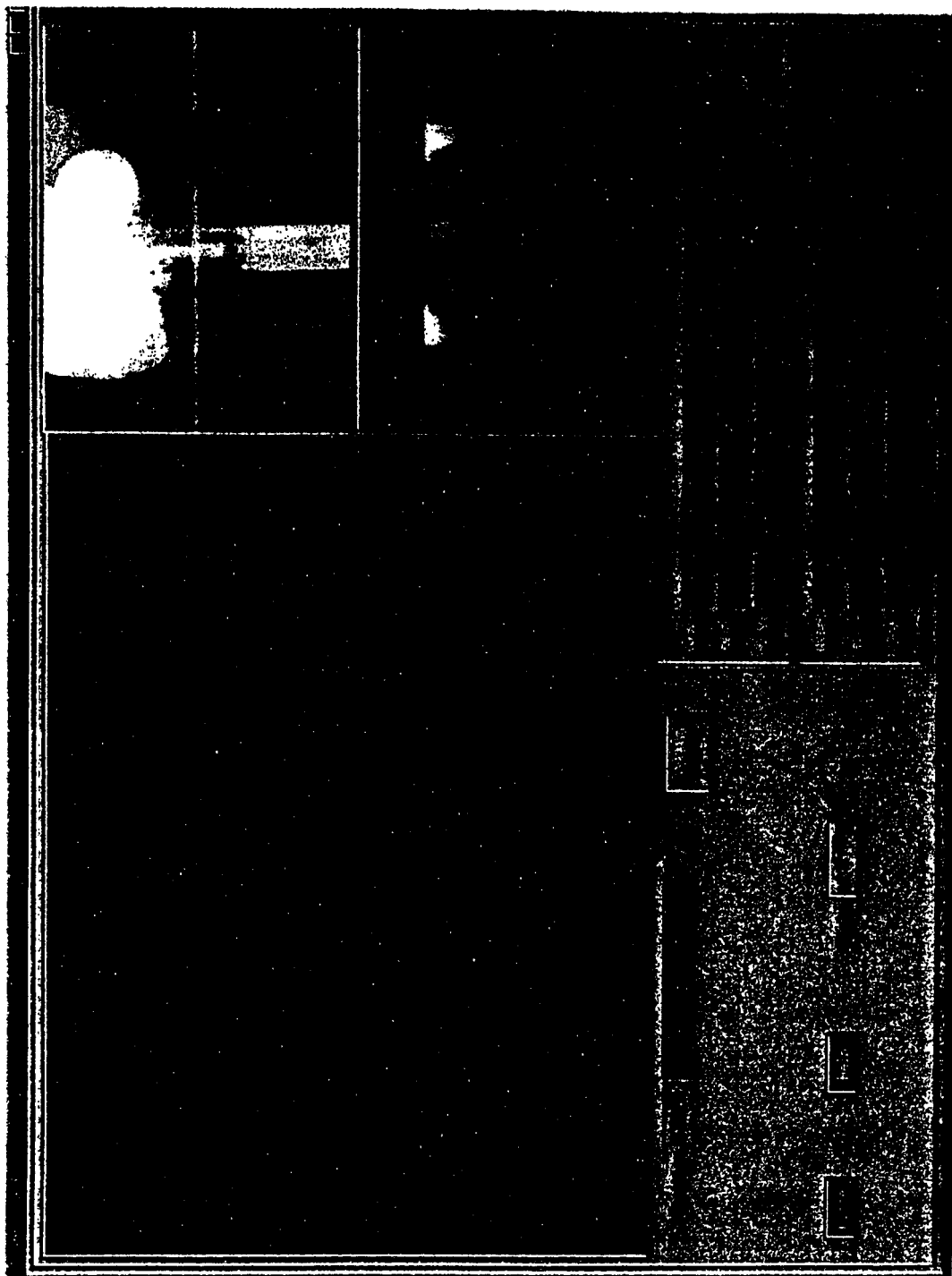
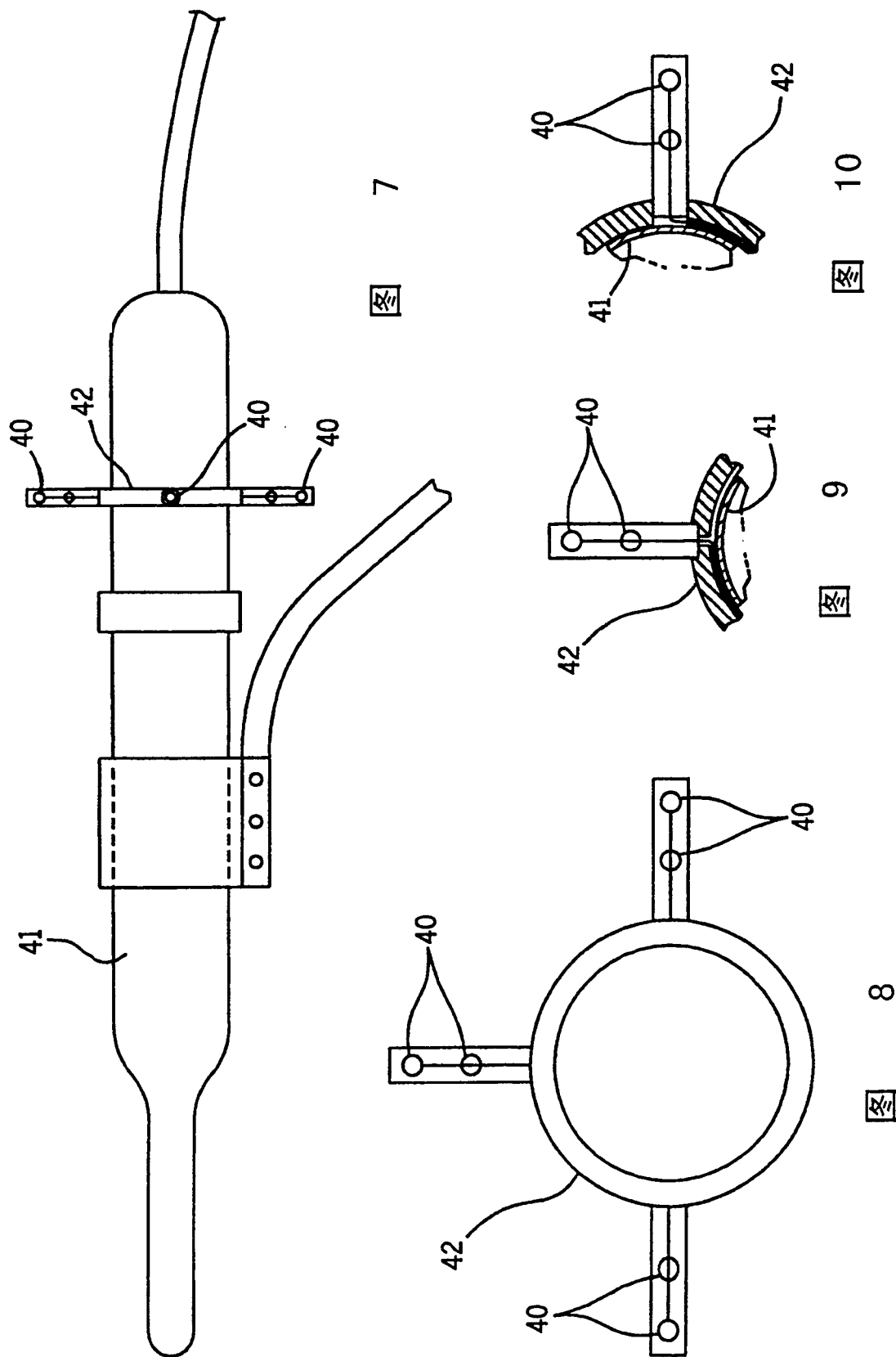


图 5



6

图



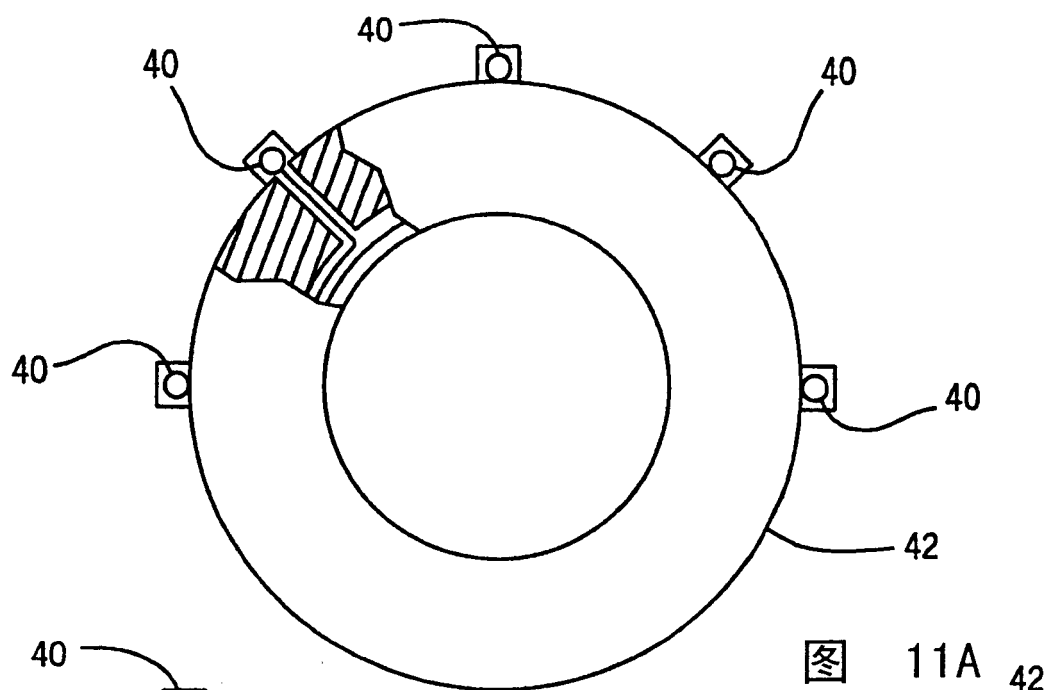


图 11A

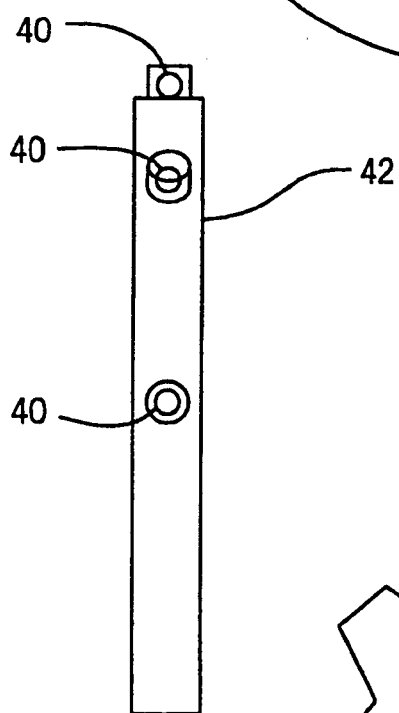


图 11C

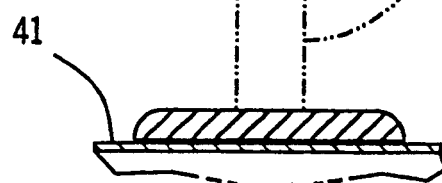


图 11B

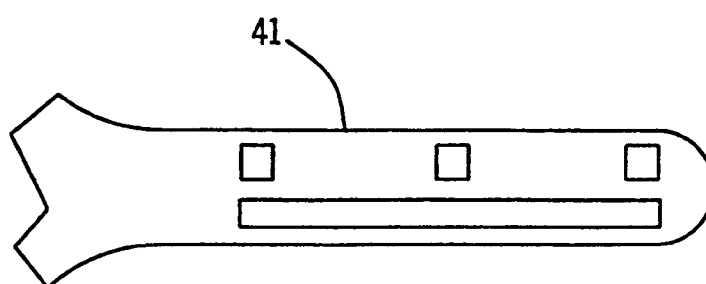


图 14A

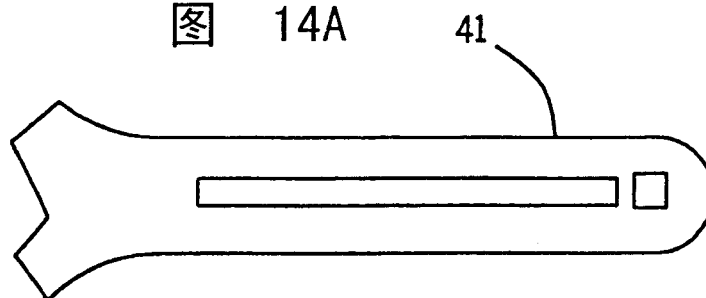


图 14B

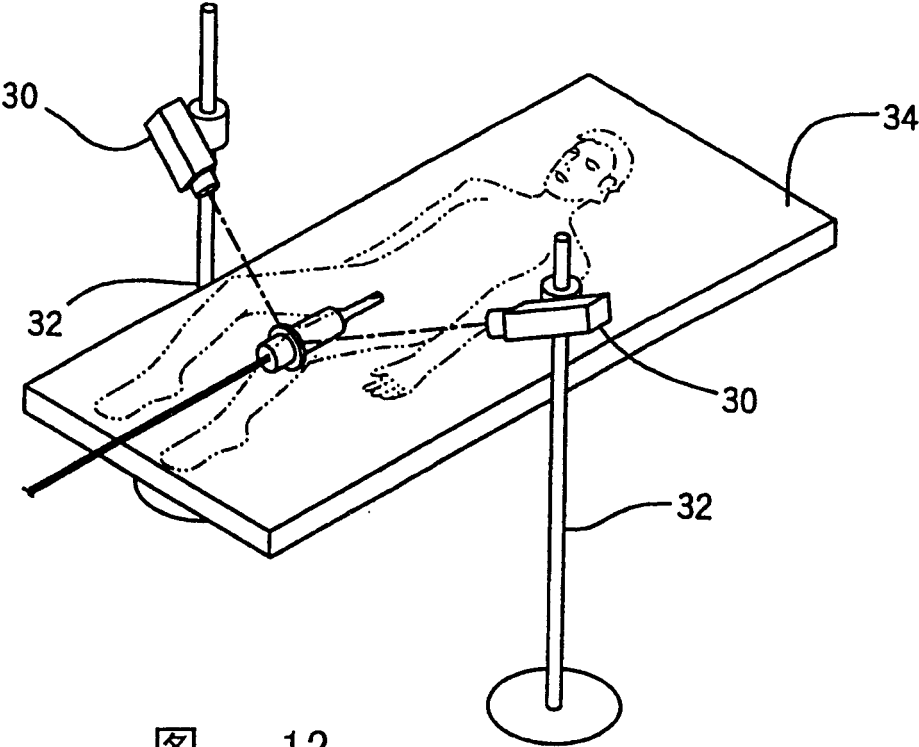


图 12

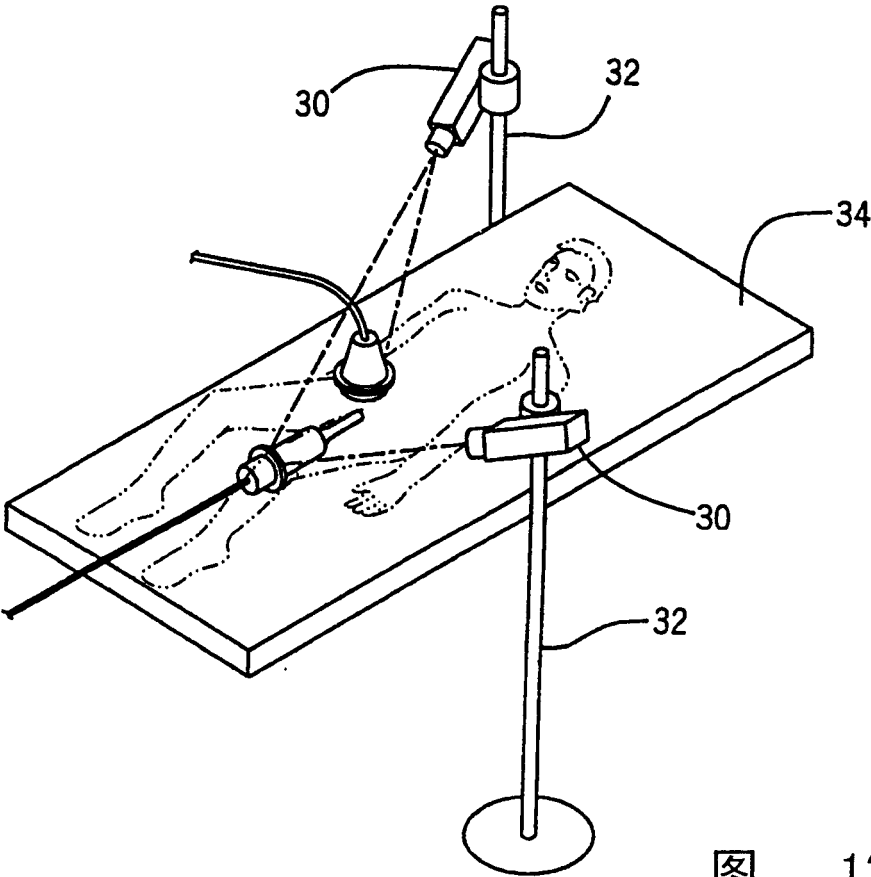


图 13

1、一种用于记录和外部波束放射治疗目标命中的系统，其特征在于，包括：

超声波探头和成像系统，用于产生治疗区的诊断超声波图像；

空间记录系统，跟踪及记录所述超声波探头的所述相对空间位置；

与软件结合的计算机系统，用于将所述超声波图像与所述治疗区的附加射线照相图像或与治疗计划图像融合在一起。

2、如权利要求 1 所述系统，其特征在于，所述附加射线照相图像包括 X 光和 CT 图像中的至少一种。

3、一种用于在目标命中外部波束放射治疗中建立融合图像的的系统，其特征在于，包括：

超声波探头，配置成能产生建议治疗区的超声波图像；

探头定位系统，配置成能定位所述超声波探头位置；及

计算机系统，连接到所述探头定位器系统和所述超声波探头，所述计算机系统含有软件程序，该软件程序配置成能依据所述定位的探头位置，空间地记录所述超声波图像，并且将所述空间记录的超声波图像与所述建议治疗区的射线照相图像或治疗计划图像融合在一起。

4、如权利要求 3 所述系统，其特征在于，所述计算机系统进一步包括治疗计划软件，用于至少部分地依据所述治疗区内所需靶区的位置，在治疗计划时段期间产生的融合图像内确定所述位置，确定治疗波束。

5、如权利要求 4 所述系统，其特征在于，进一步包括一种治疗装置，与所述计算机系统进行通信，用于至少部分地依据所述确定的治疗波束将外部波束放射治疗传递给所述靶区。

6、如权利要求 5 所述系统，其特征在于，所述靶区是病人的前列腺。

7、如权利要求 5 所述系统，其特征在于，所述治疗装置是线性加速器(LINAC)。

8、如权利要求 5 所述系统，其特征在于，所述探头定位器系统包括无框架空间记录系统。

9、如权利要求 5 所述系统，其特征在于，所述计算机系统进一步包括软件，用于显示在治疗传递时段期间产生的所述治疗区融合图像上叠加的由所

述治疗计划软件确定的所述治疗波束的图像,因此,允许确定来自所述治疗计划时段的所述靶区的任何移动是否需要修改病人位置或治疗波束。

10、如权利要求 9 所述系统,其特征在于,所述计算机系统进一步包括软件,用于至少部分地依据所述靶区位置修改所述治疗波束,所述靶区位置如从所述治疗传递时段期间产生的所述融合图像中确定的。

11、如权利要求 9 所述系统,其特征在于,所述治疗传递时段期间产生的所述融合图像是所述治疗区的一种容积表示。

12、如权利要求 11 所述系统,其特征在于,所述计算机系统进一步包括软件,用于实时地产生和显示所述治疗传递时段期间产生的所述融合图像(fused image)。

13、如权利要求 4 所述系统,其特征在于,所述治疗计划时段期间产生所述融合图像是所述治疗区的一种容积表示。

14、如权利要求 13 所述系统,其特征在于,所述治疗计划软件进一步配置成:(1)能显示所述容积图像,及(2)能画出所述靶区轮廓线,以响应用户输入。

15、如权利要求 14 所述系统,其特征在于,所述治疗计划软件进一步配置成能确定所述治疗波束,这样能命中所述轮廓线内的靶区。

16、如权利要求 3 所述系统,其特征在于,所述探头定位器系统包括无框架的空间记录系统。

17、如权利要求 16 所述系统,其特征在于,所述列框架的空间记录系统包括发射器和传感器系统。

18、如权利要求 17 所述系统,其特征在于,所述超声波探头是徒手式超声波探头。

19、如权利要求 18 所述系统,其特征在于,所述徒手式超声波探头是直肠徒手式超声波探头。

20、如权利要求 17 所述系统,其特征在于,所述发射器和传感器系统包括多个发光二极管(LED)和至少一个照相机,用于检测相对于所述治疗区的所述 LED 三维位置。

21、如权利要求 20 所述系统,其特征在于,所述 LED 安装到所述超声波探头。

22、如权利要求 17 所述系统,其特征在于,进一步包括瓶颈环,所述超

声波探放置在所述瓶颈环内，并其中，所述发射器和传感器系统包括多个安装到所述瓶颈环的 LED，及至少一个照相机，用于检测所述 LED 相对于所述治疗区的三维位置。

23、如权利要求 3 所述系统，其特征在于，所述探头定位器系统包括空间记录系统。

24、如权利要求 3 所述系统，其特征在于，所述探头定位器系统包括空间编码定位器臂，所述超声波探头放置在所述空间编码定位器臂上。

25、如权利要求 3 所述系统，其特征在于，所述计算机系统配置成从另一台计算机输入放射治疗计划，其中，所述计划包括所述治疗区的多张空间记录的图像，这些图像是在治疗计划时段期间产生的。

26、如权利要求 25 所述系统，其特征在于，所述计划进一步包括治疗波束确定，用于使治疗波束命中在所述计划空间记录图像中所示的靶区。

27、一种外部波束放射治疗系统，其特征在于，所述系统用于将治疗能量传递到病人的靶区，所述病人位于治疗坐标系内，所述系统包括：

成像装置，用于产生多张所述靶区图像；

与所述成像装置合在一起的定位系统，所述系统将所述成像系统定位在所述坐标系内；及

计算机执行编程的软件的，(1)空间地记录所述图像，(2)从所述空间记录图像中产生所述靶区的三维表示，(3)确定所述靶区在所述坐标系统中的位置，及(4)使所述确定的靶区位置与外部波束放射治疗装置的一个坐标系相关联。

28、如权利要求 27 所述系统，其特征在于，进一步包括与所述计算机通信的外部波束放射治疗装置，所述治疗装置含有一个坐标系，在该坐标系内，它能传递目标命中治疗能量，并其中，所述治疗装置配置成能将治疗能量传递到所述相关靶区位置。

29、如权利要求 28 所述系统，其特征在于，所述成像装置包括一个超声波探头。

30、如权利要求 29 所述系统，其特征在于，所述计算机配置成能基本实时地图形示所述靶区的所述三维表示。

31、如权利要求 29 所述系统，其特征在于，所述靶区是病人的前列腺。

32、如权利要求 29 所述系统，其特征在于，所述定位系统包括无框架的

定位系统。

33、一种计划外部波束放射治疗时段的方法，其特征在于，所述方法包括：

产生多张治疗区的超声波图像，靶区位置位于所述治疗超声波图像内；

空间地记录相对于一个已知坐标系的所述超声波图像；

产生多张所述治疗区的仿真图像，所述仿真图像含有相对于所述坐标系的一个已知位置和方向；

将所述超声波图像与所述仿真图像融合在一起；及

确定所述靶区在所述融合图像内的位置。

34、如权利要求 33 所述方法，其特征在于，进一步包括确定命中所述靶区所述确定位置的一个治疗波束。

35、如权利要求 34 所述方法，其特征在于，所述确定所述靶区位置的所述步骤包括画出所述融合图像内所述靶区的轮廓线。

36、如权利要求 34 所述方法，其特征在于，进一步包括：

产生所述融合图像的三维表示；及

显示所述融合图像的所述产生的三维表示。

37、如权利要求 34 所述方法，其特征在于，所述波束确定步骤包括确定治疗波束的等角点，将所述治疗波束命中所述靶区。

38、如权利要求 37 所述方法，其特征在于，所述波束确定步骤进一步包括确定治疗波束几何数据。

39、如权利要求 38 所述方法，其特征在于，所述波束确定步骤进一步包括确定波束能量。

40、如权利要求 38 所述方法，其特征在于，所述波束确定步骤进一步包括确定所述治疗波束的屏蔽块。

41、如权利要求 38 所述方法，其特征在于，进一步包括储用于存在治疗传递时段期间顺序检出的所述治疗波束定义。

42、如权利要求 34 所述方法，其特征在于，所述靶区是病人的前列腺。

43、如权利要求 33 所述方法，其特征在于，进一步包括储存在治疗传递时段期间顺序检出的所述融合图像。

44、一种外部波束放射治疗系统，其特征在于，包括：

超声波探头，用于产生病人治疗区的多张超声波图像；

定位系统，用于空间地记录所述超声波探头，因此空间地记录所述超声波图像；

计算机系统，与所述超声波探头和所述定位系统通信，其中，所述计算机系统配置成能比较地显示预定的外部波束放射治疗计划与治疗传递时段期间产生的空间记录的超声波图像，。

45、如权利要求 44 所述系统，其特征在于，所述治疗区包括一个靶区，所述靶区位于所述治疗区内，所述系统进一步包括与所述计算机系统通信的治疗装置，其中，所述治疗装置配置成能将目标命中治疗波束传递到所述靶区。

46、如权利要求 45 所述系统，其特征在于，所述外部波束放射治疗计划包括在治疗计划时段期间产生的所述治疗区的多张空间记录的图像。

47、如权利要求 46 所述系统，其特征在于，所述外部波束治疗计划进一步包括确定治疗波束。

48、如权利要求 47 所述系统，其特征在于，所述计算机系统进一步配置成能至少部分地依据所述外部波束治疗计划内所述治疗波束定义，确定所述治疗装置的所述治疗波束。

49、如权利要求 48 所述系统，其特征在于，所述计算机系统进一步配置成能至少部分地依据所述外部波束放射治疗计划内所述治疗波束定义的修改来确定所述治疗装置的所述治疗波束，其中，从所述比较显示中确定：从所述治疗计划时段时间到所述治疗传递时段时间的所述靶区移动的修正量。

50、如权利要求 47 所述系统，其特征在于，所述计算机系统进一步配置成能通过所述治疗传递时段期间产生的所述空间记录的超声波图像上叠加在所述外部波束放射治疗计划内的所述治疗波束定义的直观表示，比较地显示所述外部波束放射治疗计划与所述治疗传递时段期间产生的所述空间记录的超声波图像。

51、如权利要求 50 所述系统，其特征在于，所述计算机系统进一步配置成能通过所述治疗传递时段期间产生的所述空间记录的超声波图像上叠加所述治疗计划时段期间产生的所述治疗区的所述空间记录图像，比较地显示所述外部波束放射治疗计划与所述治疗传递时段期间产生的所述空间记录的超声图像。

52、如权利要求 50 所述系统，其特征在于，所述计算机系统进一步配置

成通过同时显示所述治疗计划时段期间产生的所述治疗区的所述空间记录图像和所述治疗传递时段期间产生的所述空间记录的超声波图像，比较地显示所述外部波束放射治疗计划与所述治疗传递时段期间产生所述空间记录的超声图像。

53、如权利要求 45 所述系统，其特征在于，所述靶区是病人的前列腺。

54、如权利要求 45 所述系统，其特征在于，所述计算机系统进一步配置成将所述治疗传递时段期间产生的所述空间记录的超声波图像显示为所述治疗区的三维表示。

55、如权利要求 54 所述系统，其特征在于，所述计算机系统进一步配置成实时地显示所述三维表示。

56、如权利要求 45 所述系统，其特征在于，所述超声波探头是直肠超声波探头。

57、如权利要求 45 所述系统，其特征在于，所述超声波探头是徒手式超声波探头。

58、如权利要求 45 所述系统，其特征在于，所述定位系统包括无框架定位系统。

59、如权利要求 58 所述系统，其特征在于，所述无框架定位系统包括发射器和传感器定位系统。

60、如权利要求 58 所述系统，其特征在于，所述无框架定位系统包括光学定位系统。

61、如权利要求 45 所述系统，其特征在于，所述定位系统包括数字编码定位器，所述超声波探头放置在所述数字编码定位器内。

62、如权利要求 44 所述系统，其特征在于，所述计算机进一步配置成从另一台计算机输入所述外部波束放射治疗计划。

专利名称(译)	用于外部波束放射治疗的记录,引导和目标命中的装置和方法		
公开(公告)号	CN1612713A	公开(公告)日	2005-05-04
申请号	CN02826803.2	申请日	2002-11-01
[标]发明人	EC伯戴特 DL迪尔多夫		
发明人	E·C·伯戴特 D·L·迪尔多夫		
IPC分类号	A61B6/00 A61B6/03 A61B8/08 A61B8/12 A61B17/00 A61B17/34 A61B19/00 A61N5/10		
CPC分类号	A61B8/463 A61B2019/5295 A61B8/08 A61B6/00 A61B2019/5291 A61B6/03 A61B19/5244 A61B2019/5255 A61N2005/1058 A61B2019/5236 A61B2019/5238 A61B2019/5483 A61B8/12 A61B2017/00274 A61N5/103 A61B2017/3413 A61B2019/207 A61B6/5247 A61B2019/5276 A61B19/50 A61B8/5238 A61B2018/00547 A61B8/4245 A61B8/4263 A61B34/10 A61B34/20 A61B2034/2055 A61B2090/101 A61B2090/365 A61B2090/367 A61B2090/374 A61B2090/376 A61B2090/378 A61B2090/3983		
代理人(译)	李家麟		
优先权	60/337449 2001-11-05 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于优化前列腺癌和其他组织疾病的保形的外部波束放射治疗的所述计划记录,目标命中和传递的系统。在计划和治疗期间采用超声探头(41)的实时超声成象可用于软组织治疗靶区的定位和与射线照相或CT数据融合在一起以取得共形的治疗最优化。此融合技术提供实时的精确的前列腺容量(区)的定位。一种空间记录系统(30, 40)用于跟踪和记录此超声探头(41)的相对的空间位置。

