[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61N 5/10 (2006.01)

[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 97180177.0

[45] 授权公告日 2009 年 4 月 22 日

[11] 授权公告号 CN 100479887C

[22] 申请日 1997.10.27 [21] 申请号 97180177.0

[30] 优先权

[32] 1996.10.28 [33] US [31] 08/739,512

[86] 国际申请 PCT/US1997/019236 1997.10.27

[87] 国际公布 WO1998/018523 英 1998.5.7

[85] 进入国家阶段日期 1999.5.28

[73] 专利权人 洛马林达大学医学中心

地址 美国加利福尼亚

[72] 发明人 马克·S·布莱尔

戴维·A·利斯那 彭月·J·林

扎格第史·P·萨门塔莱

贝利·B·叶尔德

[56] 参考文献

US5297037A 1994.3.22

US5039057A 1991.8.13

EP0480035A1 1992.4.15

EP0673661A2 1995.9.27

审查员 吴丽君

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所

代理人 王以平

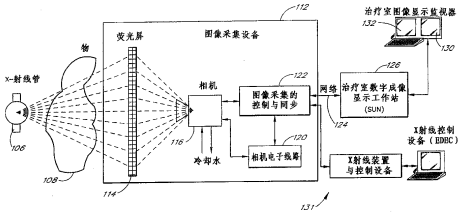
权利要求书 9 页 说明书 16 页 附图 9 页

[54] 发明名称

质子束数字成像系统

[57] 摘要

一种质子束数字成像系统，包括一个 X 射线源，该 X 射线源可以移到治疗射束路径中，并产生穿透患者某一区域的 X 射线束。 在所述 X 射线束穿过患者后，一个 X 射线接收装置接收所述 X 射线束，并生与 X 射线图像相应的光子。 将所述光子引向一架 TEC CCD 相机，生成患者定向图像，后者显示出所述射束中心相对于在患者骨骼结构中选取的标志物的方位。 该系统还接收标准指示图像，后者显示出目标等角点相对于在患者骨骼结构中选取的相同标志物的位置。 通过比较所述射束中心在患者定向图像中和所述等角点在标准指示图像中相对于所述预选标志物的相对位置，即可确定为使射束中心对准目标等角点而要移动患者的位移量和位移方向。



1、一种用在质子束治疗系统中的成像系统，它包括一个质子源和一个带喷嘴的射束发射系统，所述喷嘴安装在一个门架上，使得所述质子束可从一系列角度射向患者，其中，所述质子束治疗系统接收患者要被治疗的区域的标准指示图像，所述成像系统包括：

一个安装在所述射束发射系统上的成像射束源，其中，所述成像射束源可在多个位置间活动，其中所述成像射束源可以沿着一条射束路径向所述患者的第一侧发射成像射束，所述成像射束源可以被从所述射束路径移开；

一个成像射束接收装置，它安装在所述门架上，以便所述成像射束接收装置通过门架取向的一系列角度都可以对正射束路径的中心，其中，所述接收装置在所述成像射束穿过患者的定位在所述射束路径上的区域后，接收所述成像射束；

一个紧邻所述成像射束接收装置的图像采集设备，其中，所述图像采集设备接收来自所述成像射束接收装置的信号，生成患者体内在所述射束路径上的区域的患者定向图像；和

一个控制设备，用来接收所述标准指示图像和所述患者定向图像，其中，所述控制设备如此设计，使得可以在所述标准指示图像上近似地指定一个或多个刚性结构，以限定患者体内要治疗的等角点相对于所述一个或多个刚性结构的相对位置，其中所述控制设备的设计还使得可以在所述患者定向图像上近似地指定一个或多个刚性结构，以便所述控制设备能够确定所述射束路径相对于所述一个或多个刚性结构的近似相对位置，其中，所述控制设备利用所述等角点和所述射束路径相对于所述一个或多个刚性结构的近似相对位置确定所述患者和所述门架所需进行的相对运动，以使得所述射束路径相对于所述一个或多个刚性结构的位置，对应于所述等角点相对于所述一个或多个刚性结构的位置。

2、如权利要求 1 所述的系统，其中，所述成像射束源是由 X 射线源构成的，其安装成能够在质子束路径方向的横向上移动。

3、如权利要求 2 所述的系统，其中，所述成像射束接收装置是由一个荧光屏构成的，其设置在所述射束路径上，当 X 射线撞击在所述荧光屏上时，该荧光屏就产生光子。

4、如权利要求 3 所述的系统，其中，所述图像采集设备由一架 CCD 相机构成，接收由所述荧光屏产生的所述光子，从而生成所述患者定向图像。

5、如权利要求 4 所述的系统，其中，所述 CCD 相机是水冷却的，以便从所述患者定向图像去除多余噪声。

6、如权利要求 5 所述的系统，其中，所述接收装置和所述 CCD 相机设置在一个盒中，其中，所述接收装置设置在所述盒的一个孔阑中，对正所述射束路径，所述盒确定了由所述接收装置生成的所述光子的一条路径，将所述光子射向所述 CCD 相机。

7、如权利要求 6 所述的系统，其中，所述盒包括两个反射镜，使得从所述荧光屏发出的光子沿着一个第一方向射向其中一面反射镜，然后沿着一个第二方向被反射到第二反射镜，再沿着大体平行于所述第一方向的第三方向被反射到所述 CCD 相机。

8、如权利要求 7 所述的系统，其中，所述盒包括一个或多个隔板，以防止具有在所述路径方向的横向上的方向分量的光子的至少一部分到达所述 CCD 相机。

9、如权利要求 8 所述的系统，其中，所述 X 射线源是由在

30kV-150kV 能量范围内工作的诊断质量 X 射线管构成的，所述荧光屏是由正方形的二氧化硫钆组成的，所述 CCD 相机包括一个 512×512 像素的薄 CCD 传感器，并包括一个 50mm 焦距的 F.95 透镜。

10、如权利要求 9 所述的系统，其中，所述 CCD 相机接收直接从所述路径来自所述荧光屏的所述光子，以使得所述患者定向图像基本上不因为增强而变形。

11、如权利要求 4 所述的系统，还包括一对安装在所述接收装置上的叉丝，使之对准所述射束路径，其中，所述叉丝阻断来自所述 X 射线源的 X 射线，使得所述荧光屏在所述叉丝区域产生的光子较少，从而使得在所述患者定向图像中显现出所述叉丝的图像。

12、如权利要求 1 所述的系统，还包括：

一个第一监视器，接收来自所述控制设备的信号，并显示所述标准指示图像；和

一个第二监视器，接收来自所述控制设备的信号，并显示所述患者定向图像，其中，治疗医师可以操控所述控制设备，以在所述患者定向图像上指定所述一个或多个刚性结构。

13、如权利要求 1 所述的系统，其中，所述控制设备执行最小二乘法逼近，以测定所述射束路径中心和所述等角点相对于所述一个或多个刚性结构的偏差，其中，所述一个或多个刚性结构是所述患者的骨骼结构上的标志物。

14、一种用在质子束治疗系统中的成像系统，它包括一个质子源和一个带喷嘴的射束发射系统，所述喷嘴安装在一个门架上，使得 X 射线束可从一系列角度射向患者，其中，所述成像系统接收患者要被治疗的区域的标准指示图像，所述成像系统包括：

一个安装在所述射束发射系统上的X射线源，其中，所述X射线源可在一个第一位置和一个第二位置间活动，在所述第一位置，所述X射线源可以沿着一条射束路径向所述患者的第一侧发射X射线束，在所述第二位置，所述X射线源被从所述射束路径移开，以便允许质子束从所述射束路径通过；

一个X射线束接收装置，它安装在所述门架上，以便所述X射线束接收装置通过门架取向的一系列角度都可以对正射束路径的中心，其中，所述X射线接收装置在所述X射线束穿过患者的定位在所述射束路径上的区域后，接收所述X射线束，并生成对应于患者身体在所述射束路径上的部分的光子图像；

一个图像采集设备，接收直接来自所述X射线束接收装置的光子图像而生成患者体内在所述射束路径上的区域的患者定向图像，使得所述患者定向图像基本上不因为增强而变形；和

一个控制设备，用来接收所述标准指示图像和所述患者定向图像，其中，所述控制设备如此设计，使得可以在所述标准指示图像上近似地指定一个或多个刚性结构，以限定患者体内要治疗的等角点相对于所述一个或多个刚性结构的相对位置，其中所述控制设备的设计还使得可以在所述患者定向图像上指定近似地一个或多个刚性结构，以便所述控制设备能够确定所述射束路径相对于所述一个或多个刚性结构的近似相对位置，其中，所述控制设备利用所述等角点和所述射束路径相对于所述一个或多个刚性结构的近似相对位置确定所述患者所需的运动，以使得所述射束路径相对于所述一个或多个刚性结构的位置，对应于所述等角点相对于所述一个或多个刚性结构的位置。

15、如权利要求14所述的系统，还包括一对安装在所述接收装置上的叉丝，使之对准所述射束路径，其中，所述叉丝阻断来自所述X射线源的X射线，使得所述X射线接收装置在所述叉丝区域产生的光子较少，从而使得在所述患者定向图像中显现出所述叉丝的图像。

16、如权利要求 14 所述的系统，其中，所述控制设备利用所述等角点和所述射束路径中心相对于所述一个或多个标志物的相对位置，进行最小二乘法逼近，以确定为使所述等角点对正所述射束路径中心而需要相对于射束路径移动患者的方向和幅度。

17、如权利要求 14 所述的系统，还包括：

一个第一监视器，接收来自所述控制设备的信号，并显示所述标准指示图像；和

一个第二监视器，接收来自所述控制设备的信号，并显示所述患者定向图像，其中，治疗医师可以操控所述控制设备，以在所述患者定向图像上指定所述一个或多个刚性结构。

18、如权利要求 14 所述的系统，其中，所述 X 射线接收装置是由一个荧光屏构成的，其设置在所述射束路径上，当 X 射线撞击在所述荧光屏上时，该荧光屏就产生光子。

19、如权利要求 18 所述的系统，其中，所述图像采集设备由一架 CCD 相机构成，接收由所述荧光屏产生的所述光子，从而生成所述患者定向图像。

20、如权利要求 19 所述的系统，其中，所述 CCD 相机是水冷却的，以便从所述患者定向图像去除多余噪声。

21、如权利要求 20 所述的系统，其中，所述接收装置和所述 CCD 相机设置在一个盒中，其中，所述接收装置设置在所述盒的一个孔阑中，对正所述射束路径，所述盒确定了由所述接收装置生成的所述光子的一条路径，将所述光子射向所述 CCD 相机。

22、如权利要求 21 所述的系统，其中，所述盒包括两个反射镜，

使得从所述荧光屏发出的光子沿着一个第一方向射向其中一面反射镜，然后沿着一个第二方向被反射到第二反射镜，再沿着大体平行于所述第一方向的第三方向被反射到所述 CCD 相机。

23、如权利要求 22 所述的系统，其中，所述盒包括一个或多个隔板，以防止具有在所述路径方向的横向上的方向分量的光子到达所述 CCD 相机。

24、如权利要求 23 所述的系统，其中，所述 X 射线源是由在 30kV-150kV 能量范围内工作的诊断质量 X 射线管构成的，所述荧光屏是由正方形二氧化硫钆组成的，所述 CCD 相机包括一个 512×512 像素的薄 CCD 传感器，并包括一个 50mm 焦距的 F.95 透镜。

25、一种在质子束治疗系统中对正患者，以使射束路径中心对正患者体内的等角点的方法，包括下列步骤：

针对所需的射束取向获取患者的标准指示图像，将该标准指示图像存储于一个计算机系统中；

将患者放置到治疗台上，使患者体内包含所述等角点的区域置于所述喷嘴之前；

沿着治疗射束路径发射成像射束，使成像射束射向患者体内置于所述喷嘴之前的区域；

在所述成像射束穿透所述患者体内的区域之后接收所述成像射束，从而采集到患者体内置于所述射束路径上的区域的患者定向图像，并将该图像提供给所述计算机系统；

利用所述计算机系统，在所述标准指示图像上指定所述一个或多个标志物；

利用所述计算机系统，在所述患者定向图像上指定所述一个或多个标志物，其中，在所述标准指示图像和所述患者定向图像上指定的所述一个或多个标志物对应于所述患者骨骼上的相同的点；

测定所述治疗射束中心相对于在所述患者定向图像上指定的所述一个或多个标志物的相对位置；

利用所述计算机系统确定相对于标准指示图像中所述一个或多个标志物的所述等角点和相对于患者定向图像中所述一个或多个标志物的所述射束中心间的偏差；和

确定患者所必须移动的距离和方向，以使得射束中心相对于所述一个或多个标志物的位置与等角点相对于所述一个或多个标志物的位置相一致。

26、如权利要求25所述的方法，其中，沿着所述治疗射束路径发射成像射束的步骤包括下列步骤：

在所述治疗射束路径上放置一个X射线源；和

令所述X射线源沿所述治疗射束路径发射X射线。

27、如权利要求26所述的方法，其中，接收所述成像射束的步骤是这样的：在所述X射线沿着所述治疗射束路径传播并穿过所述患者后，接收所述X射线。

28、如权利要求27所述的方法，其中，所述接收成像射束并采集患者定向图像的步骤包括下列步骤：

在所述射束路径上放置一个荧光屏，使得当所述X射线束撞击所述荧光屏时由之产生光子；

将所述光子沿着一条紧凑的路径引向一架CCD相机。

29、如权利要求28所述的方法，还包括这样的步骤：设置一对叉丝，使之对正治疗射束路径中心，以便在所述患者定向图像上，在相当于治疗射束路径中心的点显现出所述叉丝的影像。

30、如权利要求25所述的方法，其中，所述选定一个或多个标志

物的步骤包括下列步骤:

在一个显示设备上显示出所述标准指示图像的数字化图像;

操纵用户输入设备，使之移至显示在所述显示设备上的所述患者的骨骼结构上的某一标志物;

操纵所述用户输入设备以选定所述标志物;

在一个显示设备上显示出所述患者定向图像的数字化图像;

操纵用户输入设备，使之移至显示在所述显示设备上的所述患者的骨骼结构上的某一标志物;

操纵所述用户输入设备以选定所述标志物;

31、如权利要求 30 所述的方法，还包括下列步骤:

计算标准指示图像中选定标志物与所述标准指示图像中等角点之间的相对位置; 和

计算患者定向图像选定标志物与所述射束路径中心的相对位置。

32、如权利要求 25 所述的方法，其中，确定患者必须要移动的距离和方向的步骤是这样的: 在等角点相对于所述标准指示图像中的所述一个或多个标志物的相对位置，和所述射束路径中心相对于所述一个或多个标志物的相对位置之间，进行最小二乘 2 法近似。

33、一种用于治疗射束治疗系统中的治疗成像系统，它包括一个治疗射束源和一个带喷嘴的射束发射系统，所述喷嘴的设计使得可从一系列不同角度提供所述治疗射束，其中，所述治疗成像系统包括:

一个安装在所述射束发射系统上的 X 射线源，其中，所述 X 射线源可在一个第一位置和一个第二位置间活动，在所述第一位置，所述 X 射线源沿着一条治疗射束路径向所述患者的第一侧发射 X 射线束，在所述第二位置，所述 X 射线源被从所述治疗射束路径移开，以便允许所述治疗射束从所述治疗路径通过;

一个荧光屏，其设置使之对正所述治疗射束路径的中心，其中，

所述荧光屏在所述X射线束穿过患者的定位在所述治疗射束路径上的区域后，接收所述X射线束，并由之生成光子图像；

一个数字相机，接收直接来自所述荧光屏的光子图像而生成患者体内在所述治疗射束路径上的区域的患者定向图像，使得所述患者定向图像基本上不因为增强而变形；以及

一个控制设备，用来接收患者的要治疗区域的标准指示图像和所述患者定向图像，其中，所述控制设备如此设计，使得可以在所述标准指示图像上指定一个或若干刚性结构，以测定患者体内要治疗的等角点相对于所述一个或多个刚性结构的相对位置，所述控制设备的设计还使得可以在所述患者定向图像上指定一个或若干刚性结构，以便所述控制设备能够测定所述射束路径中心相对于所述一个或多个刚性结构的相对位置，其中，所述控制设备利用所述等角点和所述射束路径中心相对于所述一个或多个刚性结构的相对位置确定所述患者和所述喷嘴所需进行的相对运动，以使得所述射束路径中心相对于所述一个或多个刚性结构的位置，对应于所述等角点相对于所述一个或多个刚性结构的位置。

34、如权利要求33所述的系统，其中，所述治疗成像系统与一个质子束治疗系统一同使用，质子束治疗系统具有一个质子源、一个带喷嘴的射束发射系统，所述喷嘴安装在一个门架上，使得所述X射线束可从一系列角度射向患者，其中，所述治疗成像系统能够在所述门架的一系列定向方位上生成所述患者定向图像。

质子束数字成像系统

技术领域

本发明涉及到粒子束治疗系统，尤其涉及到一种数字成像系统，用以成像患者身体中的目标区域，以确定患者相对于粒子束发射系统的位置，从而使得能够将患者调整到理想位置。

背景技术

放射粒子疗法通常用于治疗局部类型的癌症以及其他疾病。通常，从一个喷嘴向患者的通常称为目标等角点的特定目标区域发射原子粒子，例如电子、质子、中子，或者亚原子粒子，比如X射线。所述粒子就撞击患者目标区域中的细胞，从而杀灭这些细胞。

一种特别有用的放射疗法是质子束疗法，在这种疗法中，用质子轰击患者体内的目标等角点。质子疗法利用了质子的优势，也就是，质子有一种称为布拉格峰的现象，即，当质子停下来时，质子能量的相当大的一部分都要释放掉。因此，通过选择质子束的初始能量，质子束中的质子可以射向目标等角点并在该处停止，从而将其能量的相当大的一部分传递给所述目标等角点内的细胞。加里佛利亚州 Loma Linda 的 Loma Linda 大学医疗中心(Loma Linda University Medical Center)目前就在使用质子疗法，该医疗中心所使用的系统在美国专利第 4870287 号中有详细说明。

尽管质子疗法与其他类型的疗法相比在特定情况下有十分显著的临床优势，但它仍然需要相对于质子束喷嘴精确地放置患者，以使得质子束仅照射到目标等角点。否则，质子束就可能杀伤患者体内的健康细胞。例如在治疗位于患者脑部的目标等角点时，这一点尤为重要。如果说在质子疗法中相对于喷嘴对患者精确定位非常重要的话，在许多其他类型的放射疗法中，因为类似的原因，患者的精确定位当然也是非常重要的。

通常，接受质子疗法的患者要接受周期性的治疗，也就是说，在一段较长的时期内，要用质子束反复照射目标等角点。例如，某一患者可能在一个月长的期间内每天接受一定剂量的质子放射治疗。另外，当通过一门架（gantry）系统，比如在美国专利第 4917344 号和第 5039057 中所描述的门架系统，来发射质子束时，常常要用质子束从多个不同的角度照射目标等角点。

为了确保患者相对于质子治疗束精确定位，要初始确定目标等角点相对于患者体内一个或多个标志物的位置。通常，所述标志物是患者骨骼结构上的点，所述目标等角点的位置即相对于这些标志物确定。有一种确定目标等角点位置的技术是使用一种数字重构射线照片(DRR，digitally reconstructed radiograph)。具体地，采用公知技术对患者进行 CT 扫描。将这些信息综合到所述 DRR 中，就在 DRR 上标出了含有病变组织例如肿瘤和类似病变组织的目标等角点。然后可对 DRR 文件加以综合，从多种不同的视角显示出目标等角点的图像。

这样，当患者被放置在支架中，比如美国专利第 4905267 中所描述的支架中，并当将该支架放置到质子治疗设备的门架结构中的治疗台上时，就将一 X 射线源放置到所述质子束的路径上，并在质子束路径上，在患者的另一侧设置一个 X 射线接收装置。这样，该 X 射线源和 X 射线接收装置就生成放置在所述质子束路径上的患者身体中的区域的 X 射线照片，所述质子束路径是指在治疗中将会从质子束发射系统的喷嘴喷出的质子束的路径。然后就可以相对于患者体内的预先选定的标志物测定所述 X 射线照片中所述质子束的中心。

DRR 中目标等角点相对于预先选定的标志物的偏移，与 X 射线照片中 X 射线束中心相对于同样的标志物的偏移间的比较即指示出患者相对于所述喷嘴所必须移动的方向，以便喷嘴对正目标等角点。通常，这个过程重复进行，直至患者正确地对准质子发射系统的喷嘴。另外，当喷嘴绕门架旋转时，对于喷嘴相对于患者的每一个方向，该过程通常都必须重复进行。

可以理解，要获取患者体内区域的 X 射线照片是非常费时的，因

为每一张照片都必须冲洗。另外，一旦照片冲洗出来，治疗医师就必须测量所述 X 射线照片，并将测量结果与 DRR 图像比较，以确定如何移动患者。这样，患者就必须长时间地呆在支架上，等待治疗医师来正确对准。结果，由于执行对准患者所必须的步骤而要很多时间，治疗设备就只能接待非常少的病人。这样，就需要有一种系统来更为有效地获取患者相对于喷嘴的位置图像，以便使确定患者相对于喷嘴的位置所需的时间，以及为正确对准患者而移动患者所需的时间最小化。

在放射疗法的某些应用中，获取的是 X 射线照片的数字化图像，这减少了底片处理时间。例如，美国专利第 5039867 号公开了一种获取患者身体的 X 射线电视图像的系统。但是，该专利是结合离子化粒子束和重粒子束设计的，并还要使用图像增强器增强所述 X 射线电视图像。这种系统不太容易应用于质子疗法，因为图像增强器的使用会导致图像畸变，从而导致在患者位置的计算中引入不可接受的误差。由于质子束会对组织有强得多的伤害效果，所以非常精确地确定患者相对于喷嘴的位置是很重要的。而在质子治疗系统中应用时，图像增强器所引入的误差会导致太多的不精确性。

因此，需要有一种系统能够获取置于质子发射系统的喷嘴之前的患者体内区域的非照片图像。这种系统应当能够精确地测定患者身体在喷嘴前的区域，而不向测定结果中引入任何误差。另外，这种系统还应当能够容易地应用于门架系统中，在这种门架系统中，对患者身体相对于喷嘴的测定无需理会喷嘴相对于患者的角度取向。

发明内容

本发明中的质子治疗系统满足了前述需求。该系统包括一个门架、一个设置在该门架上并由之发射质子束的喷嘴、一个向所述喷嘴馈送质子束的质子束路径、一个可设置在所述质子束路径中的可移动的 X 射线源，以及一个 X 射线接收装置，后者的设置用来接收由所述 X 射线源产生并穿过患者的 X 射线。所述 X 射线源和 X 射线接收装置最好都安装在所述门架上，以便无论喷嘴相对于患者的取向如何，都可

以利用所述X射线源和X射线接收装置生成在质子束的路径上的患者体内区域的图像。另外，所述X射线接收装置最好生成患者在喷嘴之前的区域的数字化图像。

在本发明的一种方案中，所述系统还包括一个计算机系统，该计算机系统具有一个或多个标准指示图像，以及患者体内的若干标志物。在最佳实施例中，标准指示图像是利用数字重构射线照片(DRR)生成的，处方医师能够相对于在患者体内预先选定的标志物确定目标等角点的位置。由图像接收装置生成的数字化X射线照片最好显示出重叠在患者骨骼结构上的射束中心。在标准指示图像中所选择的标志物最好是在X射线照片中依然可见的骨骼结构上的标志物。系统最好允许治疗医师在X射线照片上识别标志物，然后确定射束中心与标志物间的空间关系。然后将射束中心与标志物间的空间关系同目标等角点与标准指示图像中的同样标志物间的空间关系作比较。该比较产生一个偏差值，指示出射束中心偏离患者体内的目标等角点有多远。然后就可以利用这些值来移动患者，以使目标等角点正确地对准射束中心。

最好，对于要向患者照射射束的每一个门架角度，都准备一幅标准指示图像。由于X射线源和X射线接收装置是附着在门架上的，无论门架移到什么样的新位置，都可以获取定位图像，并可以恰当地计算出偏差值。

在本发明的另一种方案中，X射线接收装置是这样的仪器，它有一个荧光屏，当X射线撞击它时，荧光屏就发出荧光，其中，由荧光屏生成的光子沿着一条紧凑的路径射向一个被冷却的数字记录设备。在一种实施例中，该数字记录设备是一个装有热电冷却器、带512×512像素的薄（thinned）CCD传感器的CCD相机。所述冷却器带走热能，从而减少相机产生的噪声，以便相机能够从诊断质量的X射线管生成的X射线获得患者体内在射束路径上的部分的X射线照片，所述X射线管在30kV到150kV能量范围内工作。

这样，本发明的所述系统获取患者体内位于喷嘴前的部分的精确的数字化图像，可对射束中心偏离患者体内的目标等角点有多远进行

计算，从而提供测量值，使得可对患者相对于射束喷嘴重新定位。在参照附图所作的下述说明中，本发明的前述及其他目的和优点将愈加明晰。

附图说明

图 1 是最佳实施例中的数字成像系统的方框图；

图 2 是用来向患者发射质子束的门架的正面等角投影图，其中，在门架上安装有图 1 所示的系统；

图 3 是一个在沿着射束发射线的逆流方向的可移动的 X 射线装置的正视图；

图 4 是安装在图 2 所示的门架的一部分上的图 1 所示的数字成像系统的图像采集设备的详图；

图 5A 到 5E 是进一步图解图 4 所示图像采集设备的详图；

图 6 是用以说明图 1 所示的数字成像系统的工作过程的流程图；

图 7A 是患者体内的有一个目标等角点和若干预选标志物的区域的例图；

图 7B 是患者体内在图 1 所示的系统的射束路径上的部分的 X 射线照片的例图。

具体实施方式

现在参看附图。在所有附图中，相同的编号指示相同的部件。图 1 是最佳实施例中的数字成像系统的方框图。数字成像系统在示于图 2 中的质子束发射系统 102 上实现。质子束发射系统 102 包括一个门架，与在此引作参考文献的美国专利第 4870287 号所描述的质子束发射系统相似。另外，在此还要参考美国专利第 4917344 号和第 5039057 号中所描述的门架的结构。

现在参看图 1，其中的数字成像系统包括一个 X 射线管 106，后者可以设置在射束路径上，以便能够沿着质子束的路径射出一束 X 射线，穿透患者 108 的放置在射束发射系统 102 的喷口或喷嘴 110（图 2）之前的区域。一个图像采集设备 112 沿着质子束的路径设置在患者 108 的另一侧。该图像采集设备 112 包括一个荧光屏 114，后者的设计使

之能够响应撞击在其上的X射线而发出荧光。

所述荧光屏生成的光子然后沿着一条下面将参照图5A到5B详细描述的紧凑的路径射向一个相机116，该相机然后由所述光子生成数字化图像。相机116以下文将要详细描述的方式被冷却至大约-30℃，以去除多余的热，从而减少由该相机生成的图像的噪声。相机116由控制电子器件120和控制与同步逻辑电路122加以控制，使得相机116的快门的开合与发射X射线的X射线管106的状态相应，然后拍摄到图像，后者能够通过一个网络124提供给一个治疗室数字成像显示工作站126。

治疗室数字成像显示工作站126在监视器130上生成由相机116拍摄到的数字图像的显示。另外，治疗室数字成像显示工作站126还接收患者108的标准指示图像，后者也同时显示在治疗室的监视器132上。

如同下文将要参照图6、图7所详细描述的，最佳实施例的成像系统针对门架的给定位置获取患者体内在射束路径上的区域的数字化图像，并将该图像显示在监视器130上。该成像系统还接收患者身体的标准指示图像，在该图像中已相对于患者体内的各种标志物确定了目标等角点。该标准指示图像在监视器132上，从同一视角，也就是从与同时显示在监视器130上的X射线图像相同的门架角度，显示患者身体的包含所述目标等角点的部分。然后，治疗医师必须在监视器130上的X射线图像中识别出对应于监视器132上的标准指示图像中的标志物的标志物，然后，由治疗室数字成像显示工作站126判断监视器130上的X射线图像中的射束中心与显示在监视器132上的目标等角点之间的空间关系。然后就可以利用该空间关系来以适当的方式移动患者，以将患者置于喷嘴之前，使射束路径与目标等角点相交汇。

图2详细图解了射束发射系统102的一个最佳实施例，该系统中包括所述成像系统。具体地，射束发射系统102包括一个前述门架，后者绕一个中心点140旋转。射束发射系统102包括一个喷口110，质子束由之射出。最好，该喷口安装在所述门架的一个环（图中未示

出）上，以便该喷口可绕所述中心点 140 旋转。所述 X 射线源安装在射束发射系统 102 上，以便可以绕所述中心点 140 旋转。类似地，图像采集设备 112 也安装在所述环的与所述 X 射线源（图 3）相对的位置上，以便在射束发射系统的任何角度取向下都可以对正射束路径 146 的中心。在图 2 中，门架 104 的位置使得喷口可以沿着对应于 x 轴 151 的射束路径 146 发射射束。但是，可以理解，喷口 110 是可以这样移动的，使得射束路径 146 可在不同的方向，但总与所述中心点 140 相交。射束发射系统 102 还包括一个可沿 z 轴 152 移动的治疗台 150 和所述 X 射线源。

患者 108 放置在一个舱 149 中，所述舱比如为在此引作参考文献的美国专利第 4905267 号中所公开的那种舱。然后将所述舱 149 和患者 108 放置在所述治疗台 150 上。舱 149 相对于治疗台 150 可沿着 x 轴 151 和延伸到图 2 的纸面之外的 y 轴以及 z 轴移动，并可以旋转对准。所述舱在治疗台上的移动可以许多已知方式中的任何方式实现，比如将所述舱放置在一个与所述治疗台相连的摇架中，所述摇架具有驱动装置，可以移动所述舱。一种可能的在测定所述偏差后移动所述舱的系统，可以是目前正在加里佛利亚州 Loma Linda 的 Loma Linda 大学医疗中心使用的系统。

一般，舱 149 如此设计，使得当将患者 108 放到舱 149 中时，患者相对于舱 149 的取向基本上是固定的。这样，每次将患者 108 放置到舱 149 中时，患者相对于舱 149 的取向基本上是相同的。然后，就要将舱 149 放置到治疗台 150 上，令舱和患者放置在喷口 110 之前，使得患者体内的目标等角点位于从所述喷口 110 发出的射束的中心。

图 3 是数字成像系统的 X 射线源 106 的正视图。如图所示，X 射线源 106 安装在射束发射系统 102 上，以使之可以定位于射束路径 146 上，然后又从该射束路径 146 移开。这样，该 X 射线源就能沿着射束路径 146 发射 X 射线，所述射线然后穿过放置在治疗台 150 上的舱 149 中的患者 108 身体，到达图像采集设备 112。X 射线源 106 安装在一个活动滑板 134 上，后者可沿两条导轨 135a 和 135b 滑动。治疗室控

制系统（图中未示出）随着治疗医师启动X射线成像程序而启动一个旋转马达装置136，启动方式将在后面详细描述。该旋转马达装置用来定位滑板134，进而定位所述射束路径146上的X射线源106，使得当所述X射线源106发出X射线时，所述X射线就沿着所述射束路径146传播。在最佳实施例中，所述X射线源106由加里佛利亚州Palo Alto的Varian Inc.制造的10-150kVA X射线管构成，即其中装有一个A192型电子管的B150型v。X射线发生装置和控制线路由Electromed International生产的型号为No. EDEC 30的通用X射线发生装置构成。所述发生装置和控制器能够令所述旋转马达装置136将所述滑板134和所述X射线源106移入所述射束路径146中，然后令所述X射线源106生成X射线成像射束。一旦所述成像过程完成，所述滑板134和所述X射线源106就从所述射束路径146移开，以便用治疗射束照射所述目标等角点。

图4是所述图像采集设备112当安装在一个或若干屏蔽板144上时的视图。所述屏蔽板安装在所述射束发射系统102的门架上。具体地，所述图像采集设备112放置在一个长方体盒160中，后者然后用安装螺杆162a和162b安装到门架的内屏蔽板144上。如图2所示，图像采集设备固定在所述门架上，以便无论所述门架处于什么旋转位置，它都能够定位于所述射束路径146上。这样，当X射线源106位于所述射束路径中并产生X射线时，所述图像采集设备112就在所述X射线沿着所述射束路径146传播并穿过患者108之后接收到所述X射线。

这样，所述X射线源106和所述图像采集设备112就能够在门架104的每一个方向都生成患者108的位于射束发射系统102的喷嘴之前的部分的图像。可以理解，所述图像采集设备112必须安装在所述门架的环114上，使得图像采集设备112在门架104的整个活动范围内都保持处于射束路径146上。这样，支架162a和162b，以及盒160，都由足够刚性的材料制成，以使得在门架的整个活动范围内，所述图像采集设备112都不相对于所述喷嘴110移动。

图 5A 到 5E 详细图解了所述图像采集设备 112。具体地，图 5A 示出了图像采集设备 112 的盒 160，其中，盒的部分外壁 170 被去除，以露出放置在内部的部件。在最佳实施例中，所述盒是由一个框架 172 及栓接在该框架上的若干壁板构成的，使得盒的内部是黑暗的。从以下的说明可以理解，图像采集设备 112 必须从所述 X 射线源 106 生成的 X 射线，针对患者 108 体内位于喷嘴 110 之前，也就是沿着所述射束路径 146 的部分，生成精确的、无变形的数字化图像。这样，所述盒 160 必须如此制造，使得除了以下文将要描述的方式撞击在图像采集设备 112 上的 X 射线产生的光线以外，不能有额外的光线透入其中。

图 5B 和 5C 分别图示了图像采集盒 160 的侧视图和正面 176。正面 176 就是当图像采集设备 112 以图 2 所示方式安装到门架 104 上时，对着 X 射线源 106 并垂直于射束路径 146（图 2）的那一侧。在盒 160 的正面 176 的左侧，形成有一个方形的孔阑或入口（图 5C）。在最佳实施例中，在所述入口 182 的前方，设置有一个保护盖 184、一个 X 射线照相栅板槽 186，以及一个 X 光胶卷盒槽 190。另外，紧接所述 X 光胶卷盒槽 190 之后，紧靠盒 160 的入口 182 处，还有一个荧光屏装置 192（图 5A）。

如图 5C 所示，在所述保护盖中形成有三条叉丝 200a-200c，三者交叉于一点，即所述入口 182 的中心。如下文将要描述的，所述叉丝 200a-200c 为治疗医师提供了沿射束路径 146 传播的 X 射线的中心相对于患者 108 体内标志物的位置的一个可视的指示标记。这样，所述叉丝 200a-200c 的交点最好位于所述射束路径 146 的正中心。这就要求图像采集设备 112 的盒 160 相对于喷嘴 10 精确定位。

在最佳实施例中，所述 X 射线照相栅板槽 186 和 X 光胶卷盒槽 190 均能接纳一个 X 射线照相栅板 187 和一个 X 光胶卷盒 191（图 5A）。这样，也可以利用现有的获取患者位置的 X 射线照片的技术完成患者的对准。这样，所述最佳实施例中的患者对准系统就既允许利用数字化图像，又允许利用照片图像进行患者的对准。

在希望获取患者的数字化图像的情况下，就将 X 光胶卷盒 191（图

5A）从其卡座中取出，使得从 X 射线源 106 发出的 X 射线撞击到荧光屏装置 192 上。这就导致荧光屏装置 192 在其被 X 射线撞击的位置产生光子。这些光子总体上沿着箭头 202（图 5A）的方向穿过一层或若干层隔板 204 向内传播，进入所述盒 160 ，射向一个第二反射镜 206。在最佳实施例中，荧光屏装置 192 由产品号为 1476175 的 Kodak Lanax 快速增强屏构成。该增强屏由 14" × 14"见方的二氧化硫钆（gadolinium sulphur dioxide）(Gd_2O_2S:Tb)组成，该种成分可在 X 射线撞击荧光屏 192 表面时产生光子。

所述光子撞击到所述第二反射镜 206 上，然后沿箭头 210 的方向被反射到一个第一反射镜 212。随后，光子又从该第一反射镜 212 沿着箭头 214 的方向反射到相机 116 的透镜 216。如图 5A 所示，由 X 射线撞击荧光屏装置 192 所产生的光子沿着一条 Z 字形的路径 203 传播到相机 116。该 Z 字形路径 203 使得盒 160 可以足够紧凑，以便安装到门架 104 上。在最佳实施例中，盒 160 的尺寸约为长 32 英寸，宽 32 英寸，深 14 英寸。

荧光屏装置 192 产生足以代表撞击在荧光屏 192 前表面上的 X 射线的光子，光子然后被射到透镜 216。最好，所述第二反射镜是具有铝保护膜的 1/4 波长增透平面镜，与光子路径成 25.5490° 角安装在盒 160 中。在最佳实施例中，所述第二反射镜 206 安装在一个固定的座子中，后者能使之在门架 104 的整个活动范围内相对于射束路径 146 保持所述角度。所述第一反射镜 212 是一个前表面为弧形的反射镜，它安装在一个双轴万向支架（gimble）上，后者在每个轴上可允许有 ±4° 的调整。所述第一反射镜 212 如此定向，使得从所述第二反射镜 206 反射来的光线基本上全部反射进相机 116 的透镜 216。

可以理解，由于由 X 射线撞击荧光屏 192 前表面而产生的光强非常弱，盒 160 中的反射光的控制就是一个重要的设计课题。我们还知道，荧光屏装置 192 所产生的散射光通常是向所有方向传播的。在最佳实施例中，这种散射光的控制是通过两种机制实现的。

第一种机制是，令盒 160 的内表面仅有最低限度的反射性。具体

地，在最佳实施例中，盒 160 的内部和其中的大多数部件都以玻璃粉喷砂处理以形成无光光洁度，然后再作黑色阳极化处理。另外，所述隔板 204 也陷获散射光，使散射光在到达相机透镜之前被多次反射从而减弱其强度。尽管在最佳实施例中只示出了两个隔板 204，但可以理解的是，在盒 160 中，可以设置多个隔板，以进一步限制散射光对任何随后由图像采集设备 112 生成的图像的不良效应。所述隔板 204 如此设置，使得基本上所有入射相机 116 的透镜 216 的光线都是沿着平行于盒 160 中的光线最佳路径 203 的路径传播的。这样，从荧光屏装置 192 发出的与路径 203 成角度的光线最好被吸收或反射多次，以使其不到达透镜 216。如此，就可以减少所得数字化图像中的噪声。

相机 116 最好固定在图像采集设备的盒 160 内部的一个可允许绕水平轴、垂直轴和纵轴进行调整的固定装置上。此外，该固定装置还允许沿光轴 214 进行角度调整，该光轴被定义为光子从反射镜至透镜的路径。这样，可将相机调整到最佳位置，以接收由照射到荧光屏装置 192 上的 X 射线所产生的图像。另外，相机 116 构造成用于根据由照射到荧光屏装置 192 的 X 射线产生的低水平的光形成图像。

在最佳实施例中，所述相机是 CCD 相机，具有 512×512 有效像素，占空因数 100%，该相机的物镜视域为 355.6mm×355.6mm。其中，像素大小为 0.69mm 见方。最好，该相机是热电冷却的 CCD 型相机，其中以液体封闭循环带走 TEC 产生的热。在最佳实施例中，该相机是 MCD 1000S 型科研级 CCD 相机，这种相机可从加里佛利亚州 Westlake Village 的 Spectral Source,Inc.购得。透镜 216 最好是 50mm 焦距的 F.95 透镜。

如图 5D 和 5E 所示，相机 116 是通过一对冷却管 230 用水冷却的。所述冷却管向相机 116 供水，再从相机 116 带走被加热的水。最佳实施例中的冷却管 230 与一个作为门架装置 104 的构件的供水装置（图中未示出）相连。该水冷系统冷却所述 CCD 相机，使之维持于-30℃的温度。对相机 116 的冷却确保了相机 116 能够生成对应于患者 108 的在射束发射系统 102 的喷嘴 110 之前的部分的 X 射线照片的可视的

数字化图像。

图 6 是一个流程图，图解了数字成像系统测定患者 108 相对于射束发射系统 102 的喷嘴 110 的位置的工作过程。具体地，从初始状态 400 开始，在阶段 402，以已知技术为患者开出处方。通常，处方是以医师对患者体内要治疗的部分的位置、特征和大小的判断为基础的。例如，如果治疗是要对一块肿瘤进行放射处理，所述处方就要基于该肿瘤的大小、特性和位置。所述处方包括这样的信息：要向肿瘤照射的辐射剂量、辐射治疗的频率、辐射剂量从门架向患者照射的角度。该处方通常是用已知的剂量学技术制定的。

另外，在阶段 404，仍然使用已知技术形成患者的数字重构射线照片（DRR）。具体地，在最佳实施例中，使用一种 DRR 应用程序创建 DRR 文件，该应用程序所使用的技术在 George Sherouse 等的题为“用于放射治疗的数字重构射线照片的计算”的论文中有描述，该论文在此引作参考文献，原发表于 International Journal of Radiation Oncology Biology Physics,Vol.18 pp 651-658,1989。所述技术是由北卡罗来纳大学在 Sun Spark 5 工作站上开发出来的。所述 DRR 是对患者的病变组织区域进行一系列 CT 扫描而获得的，其中，从 CT 扫描可以形成 DRR 文件，后者可以从任何给定视角显示患者身体的所述区域。显示位于患者体内目标等角点的病变组织比如肿瘤的 DRR 文件的形成，是一种公知的放射治疗规划过程 ix。这样，就可以在阶段 406，从给定门架角度的视角针对患者体内环绕目标等角点 504 的区域，生成标准指示图像 500（图 7A）。在图 7A 中示出了标准指示图像的一个例子 500，为了说明的目的起见，图 7A 中的所述图像 500 被大大简化了。

图 7A 表明，图像 500 上有患者 108 的区域中的目标等角点 504 的影像。另外，在处方医师选择的毗邻的骨骼结构 510 上，还有两个刚性结构或者说标志物 506 和 508。如图 7A 所示，形成一对假想叉丝 520a 和 520b，使之对准所述目标等角点 504。标志物 506 和 508 相对于假想叉丝 520a 和 520b 的距离构成将来以下面将要描述的方式对正

患者 108 的基准。当然，本领域技术人员可以理解，为了清晰起见，所述标准指示图像 500 中的图像已被大大简化了。在实际的标准指示图像中，处方医师会在患者的骨骼结构上选择一系列的标志物，并常常会从两种不同视角生成标准指示图像，以确保患者在所有三个维度上都精确对准。

在从 DRR 数据生成标准指示图像 500 之后，医师然后就在阶段 410 在标准指示图像上选择标志物 506 和 508，并利用这些标志物测定目标等角点相对于标志物 506、508 的坐标。最好，治疗医师利用工作站 126 选择所述标志物，而所述标志物通常是患者骨骼系统上的点，这些点在随后生成的患者 108 的数字化 X 射线图像中是可见的。所述目标等角点 504 对应于病变组织区域，并且所述目标等角点 504 可以在标准指示图像 500 上识别出来。

如图 7A 所示，标志物相对于两条假想叉丝 520a 和 520b 上的选中点的位置都可以测定。叉丝上的选中点与目标等角点 504 间的距离也可以测定。具体地，可以首先测定每一标志物与叉丝 520a 和 520b 在与所述二叉丝垂直的方向上的距离，也就是该标志物相对于目标等角点的 X 和 Y 坐标。这样，就可以测定标志物 506、508 和目标等角点之间的空间关系，并定义为 X 和 Y 坐标，从而标志物 506 的坐标是 X1、Y1，标志物 508 的坐标是 X2、Y2。

在形成患者 108 的标准指示图像 500，选定标志物并测定目标等角点相对于所述标志物的向量坐标之后，所述信息然后就可以提供给数字成像系统并用在随后对患者 108 的治疗中。具体地，在阶段 412，可以将患者放置在治疗台 150(图 2)上，然后可以将门架 104 旋转到理想的治疗角度。如前所述，患者 108 在所述舱中最好基本上是不能动的，而所述舱固定在治疗台 150 上，相对于射束发射系统 102 的喷嘴 110 处于一固定的取向。一般，患者固定在舱中，舱则固定在治疗台 150 上，使得所述舱总体上与射束发射系统 102 的喷嘴 110 是对正的。随后，在阶段 414，以参照图 3 所描述的方式，将 X 射线源 106 放置到射束路径 146 上，然后在阶段 416，启动 X 射线源，令 X 射线从射

束发射系统 102 的喷嘴 110 射出，穿过患者体内正位于喷嘴 110 之前的部分，到达图像采集设备 112。结果就由工作站 126 或显示设备 130(图 1)生成并显示出患者体内正位于射束发射系统 102 的喷嘴 110 之前的部分的图像 500'。

在图 7B 中示出了采集到的一幅 X 射线图像的例子 500'。该图像主要是患者 108 在喷嘴 110 之前的区域中的骨骼结构 510'，并叠加有叉丝 200a-200c(图 5C)。可以理解，所述叉丝会阻断射向荧光屏装置 192(图 5A 和 5B)的 X 射线，从而使得在叉丝区域产生的光子较少。最好，如此设置叉丝 200a-200c，使之交叉于射束路径 146 的直接地理中心（direct geographic center）。另外，实践中可能还会在射束路径上邻近射束发射系统 102 的喷嘴 110 的地方设置第二组叉丝，使得可以利用这两组叉丝来进行准直校验。例如，如果两组叉丝未对准，这就指示出图像采集系统 112 未与射束路径 146 对准，从而告知门架系统 102 的操作者采取必要的纠正措施。

在图像采集系统 112 采集到位于射束路径 146 上的患者 108 的 X 射线图像 500'之后，该图像 500'被馈送到治疗室数字成像显示工作站 126(图 1)，然后显示在治疗室图像显示监视器 130 上。另外，在阶段 420，标准指示图像 500 也同时显示在监视器 132 上。这使得治疗医师能够同时观察图 7A 中的标准指示图像 500 和图 7B 中的 X 射线图像 500'。随后，治疗医师就可以在阶段 422 在 X 射线图像 500'上选择对应于标准指示图像 500 上的标志物 506 和 508 的标志物 506'和 508'。最好，治疗医师使用鼠标选择所述图像，点击显示在 X 射线图像中的标志物。

在 X 射线图像 500'上选择对应于标准指示图像 500 上的标志物 506 和 508 的标志物 506'和 508'之后，在阶段 424，工作站 126 就在 X 射线图像上分别测定标志物 506'和 508'相对于射束中心 512 的坐标(X1、Y1)和(X2、Y2)。如前所述，射束路径中心 512 由叉丝 200a-200c 的交点予以指示。第三叉丝 200c 也可以类似使用。通过比较针对标准指示图像测定的坐标值(X1、Y1)和(X2、Y2)与坐标值(X1'、Y1')和(X2'、

Y2')，就可以确定目标等角点 504 与射束路径中心 512 间的偏差。

然后，在判断阶段 430，显示工作站 126 中的计算机就判断，射束中心 512 与等角点 504 是否对正。如果射束中心 512 与等角点 504 对正了，数字成像系统就进入阶段 432，在该阶段，启动治疗程序，患者 108 就可以接受治疗射束的治疗。一般，治疗程序会要求从射束路径上移走所述 X 射线源 106，请求从射束源发出质子束，并在作适当的标定和校验之后将所述质子束射向患者。

如果 X 射线图像 500'中的射束中心 512 与标准指示图像 500 中的等角点 504 没有对准，数字成像系统就在阶段 434 确定为使等角点 504 与射束路径中心 512 对准而需要移动患者的方向。在最佳实施例中，在等角点 504 相对于标志物 506、508 的坐标，和 X 射线图像的中心点 512 相对于标志物 506'、508'的坐标间，运用最小二乘法逼近来确定患者移动的方向和幅度。数字成像系统然后就在阶段 436 在所述偏差的方向上移动患者 108。在最佳实施例中，治疗台 150 是自动化的，能够响应治疗医师提供的命令而活动。这样，治疗医师只需输入在阶段 434 测定的移动值，治疗台 150 就可以将固定在舱 149 中的患者 108 移动到新位置。随后，在阶段 416 重新启动 X 射线源，重复从 416 到 430 的步骤过程，直到等角点 504 与射束路径中心 512 在容许误差范围内对准。

尽管在最佳实施例中是利用由治疗医师选择的匹配标志物进行对准的，仍然可以为对准目的而使用别的技术来比较所述标准指示图像和 X 射线图像。具体地，可以使用形状识别软件，这种软件可以识别 X 射线图像中的标志物，从而使得不必由治疗医师来具体指点标志物。另外，还可以使用曲线识别软件，在这种方案中，可以相对于具有特定曲线轮廓的骨骼结构或标志物确定目标等角点。这样，就可以由计算机在 X 射线图像中识别相同的曲线结构，从而可以相对于具有特定曲线轮廓的同一骨骼结构确定射束路径中心的位置。然后就可以利用所述信息确定射束中心和目标等角点之间的偏差，以便随后对患者的位置加以调整。因此，本领域技术人员可以理解，用来确定射束中心

和目标等角点之间的偏差的标志物不是必须要由处方医师指定，而可以由计算机软件确定，而且，所述标志物不是必须要由骨骼结构上的特定点构成，而也可以是整个骨骼结构，比如弯曲的骨骼等。

这样，所述最佳实施例中的数字成像系统就使患者与射束喷嘴的对准更有效率。具体来说，治疗医师只需将患者放置在喷嘴前的舱中，并反复测定射束路径和患者体内与所选标志物有关的目标等角点间的相对位置。这使得不需要生成患者身体在所述喷嘴之前的部分的X射线照片，并可自动计算射束路径中心与目标等角点间的偏差。因此，患者对准操作就简化了，变得更有效率，从而使得可以更充分地利用治疗设备。

尽管对本发明最佳实施例的前述说明展示、描述并指出了本发明主要的新颖性特征，仍要理解，在被阐释的设备的细节及其用途方面，本领域技术人员可以作出各种各样的省略、替换和更改，而并不脱离本发明的实质。因此，本发明的范围不应受前述说明的限制，而应由所附权利要求限定。

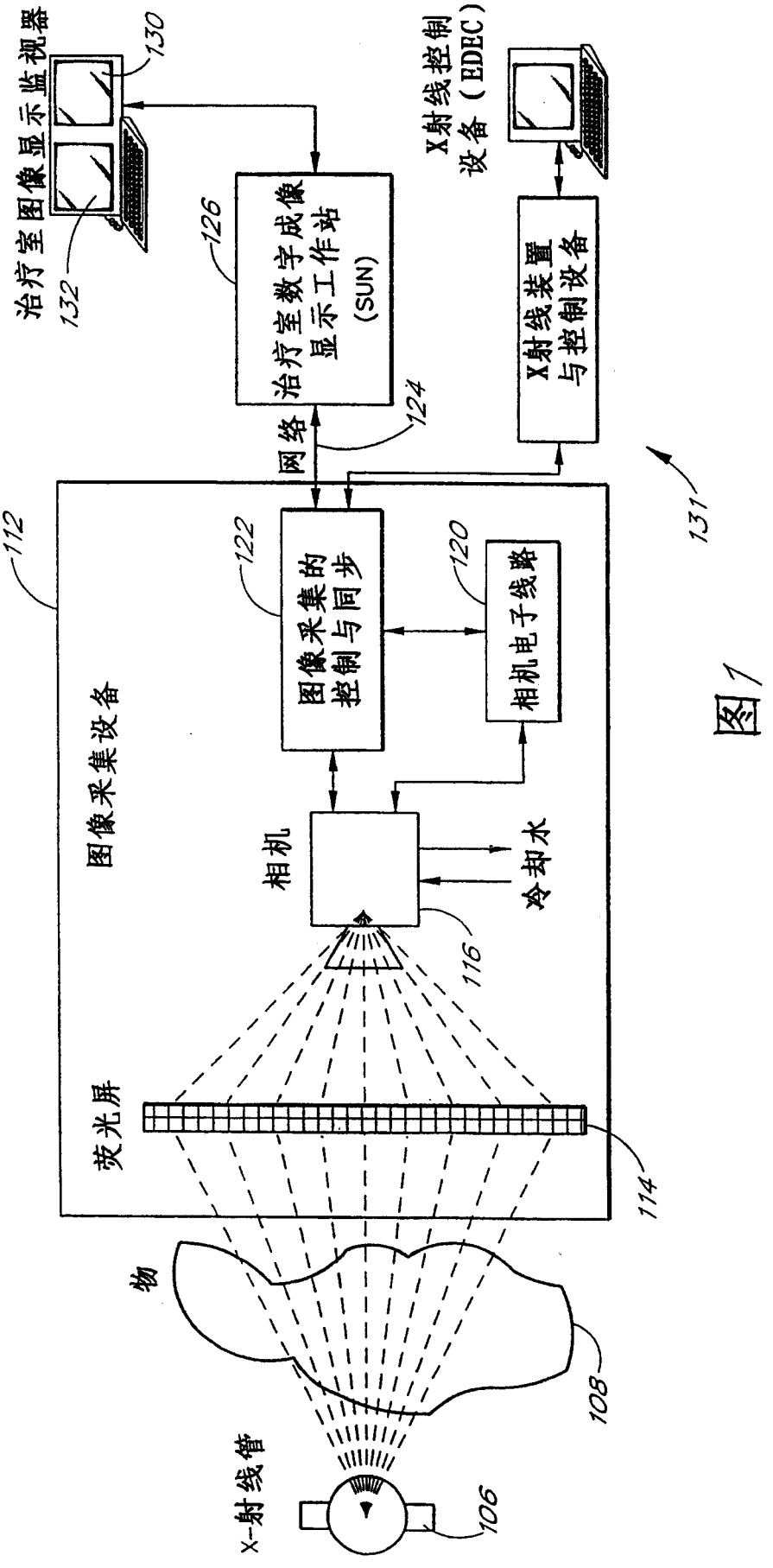

治疗室图像显示监视器
130
132
126
治疗室数字成像显示工作站(SUN)
X射线控制设备(EDEC)
X射线装置与控制设备
网络
124
131
112
122
图像采集的控制与同步
120
相机电子线路
图像采集设备
相机
冷却水
116
荧光屏
114
物
108
X-射线管
106

图1

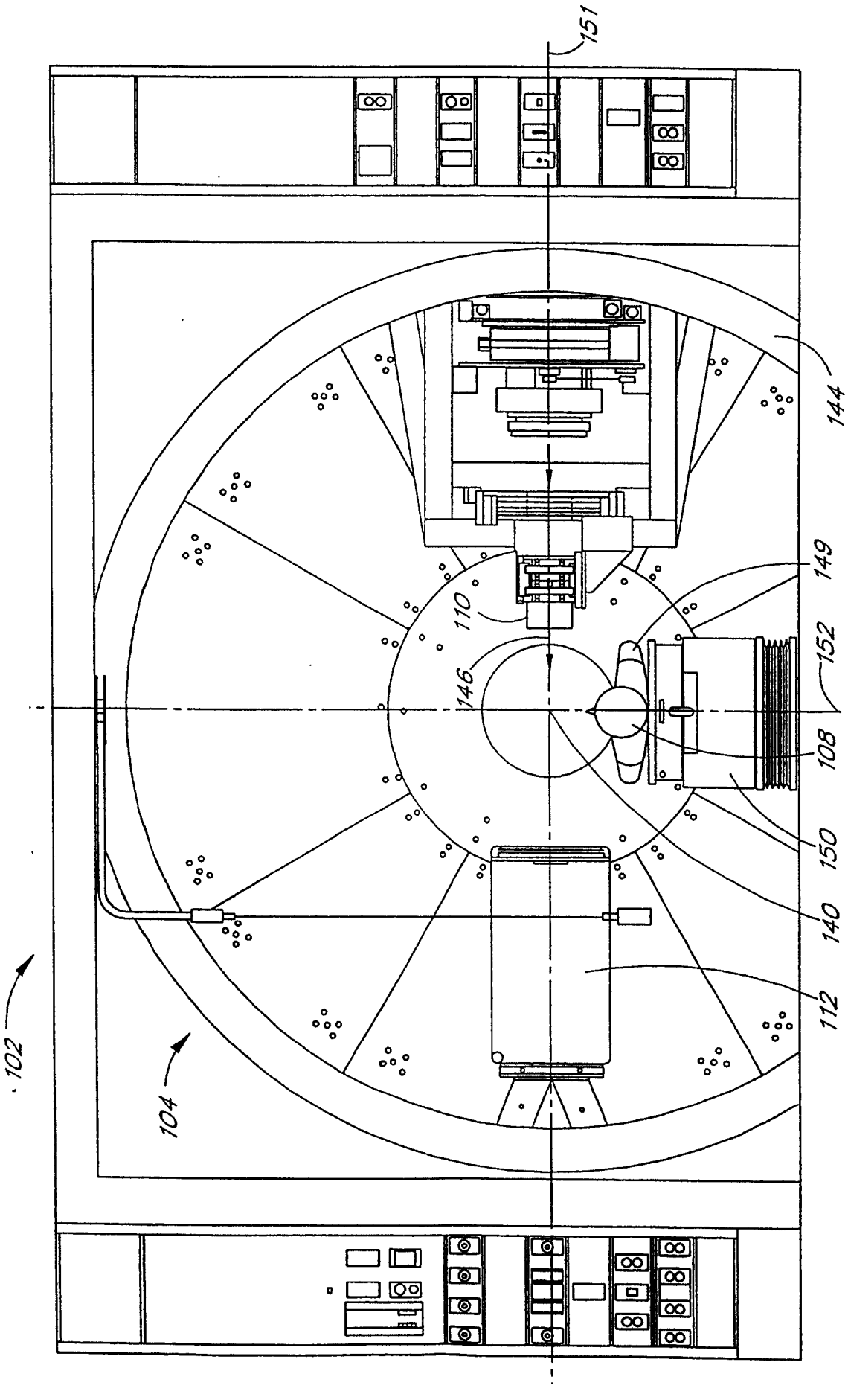


图2

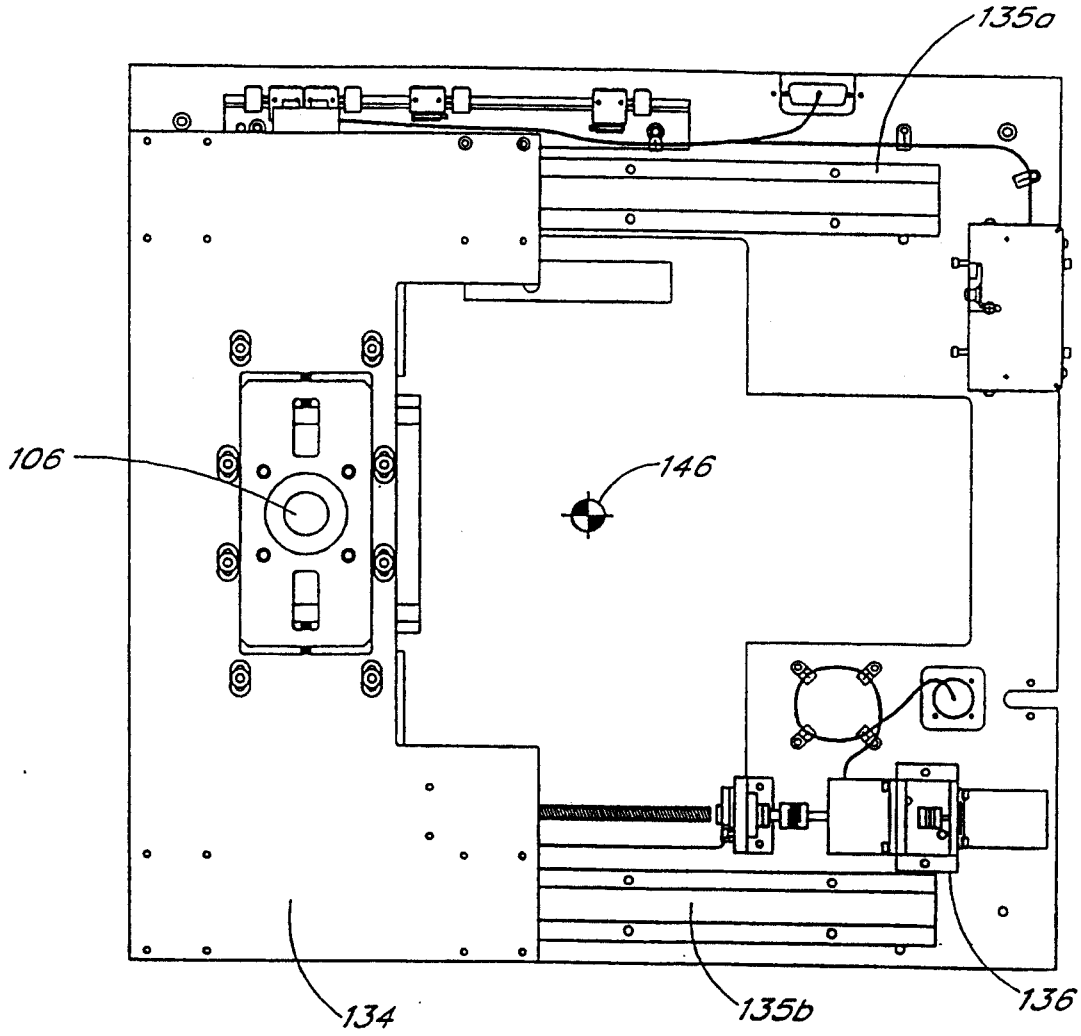


图 3

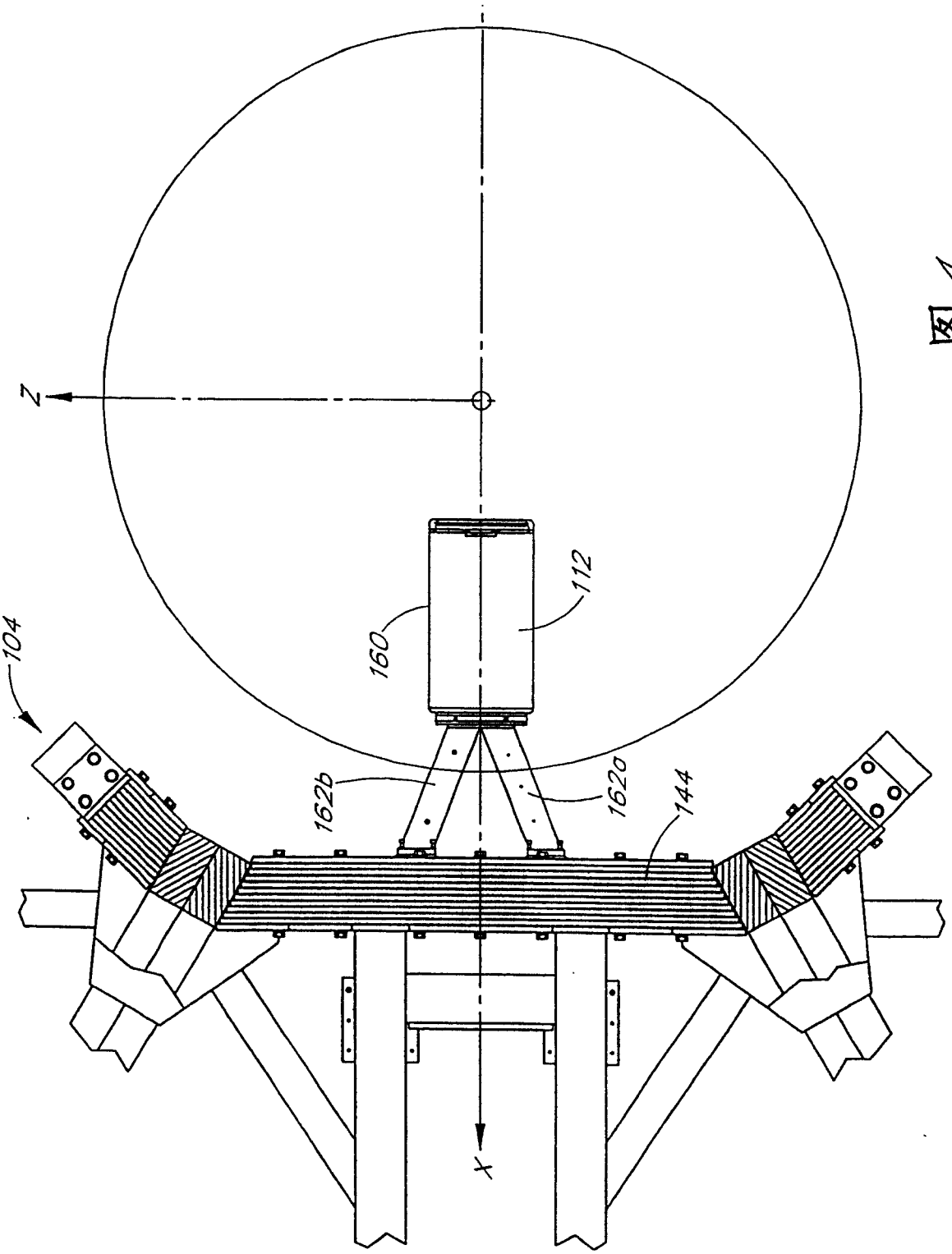


图 4

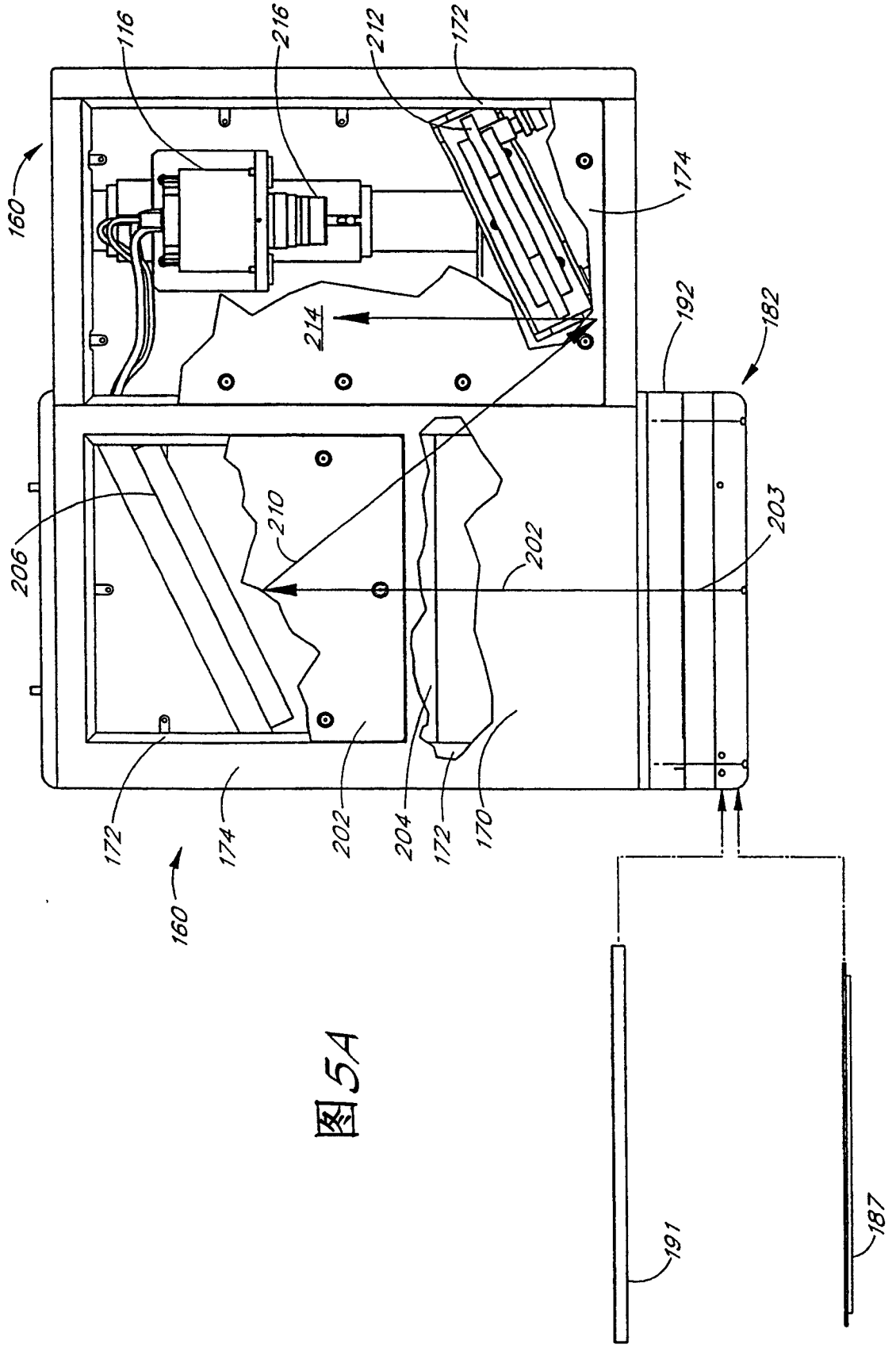

116
216
212
172
160
174
214
192
182
206
210
202
203
172
174
202
204
172
170
160
191
187

图5A

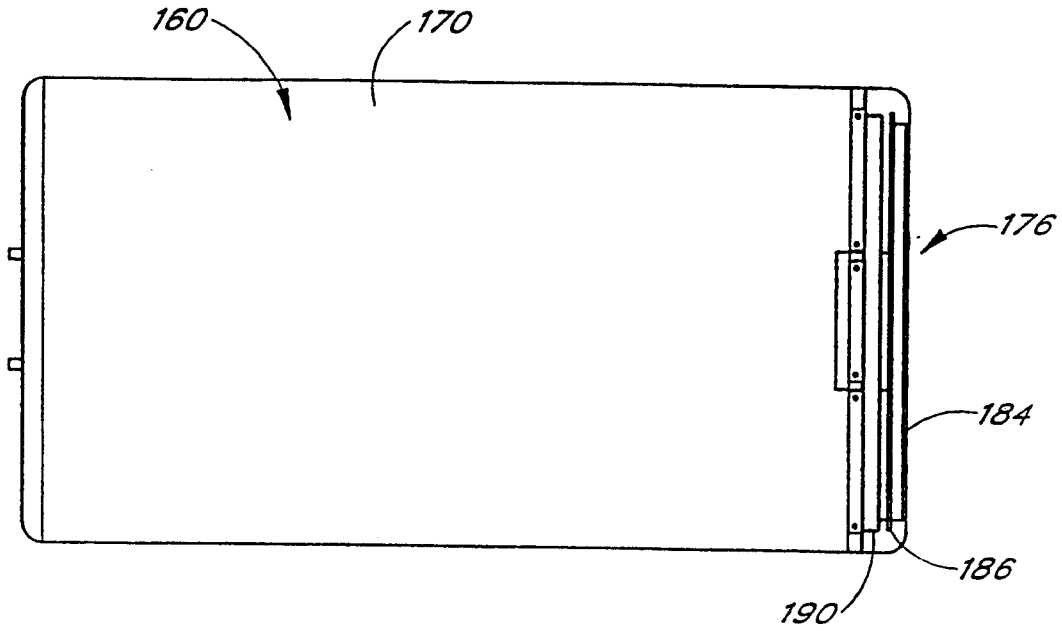


图 5B

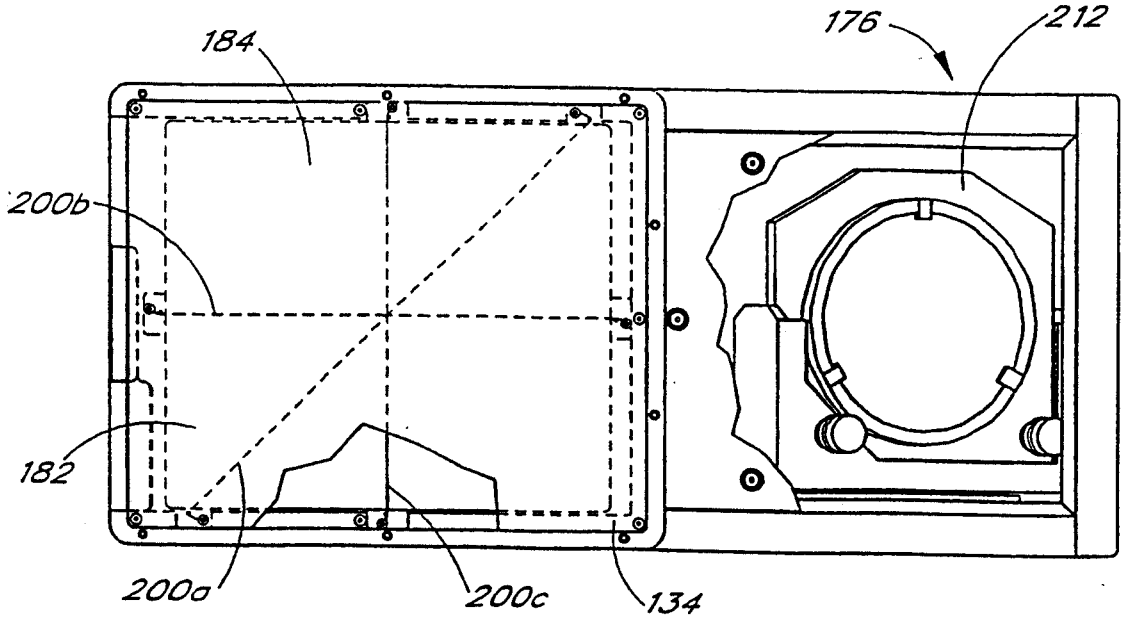


图5C

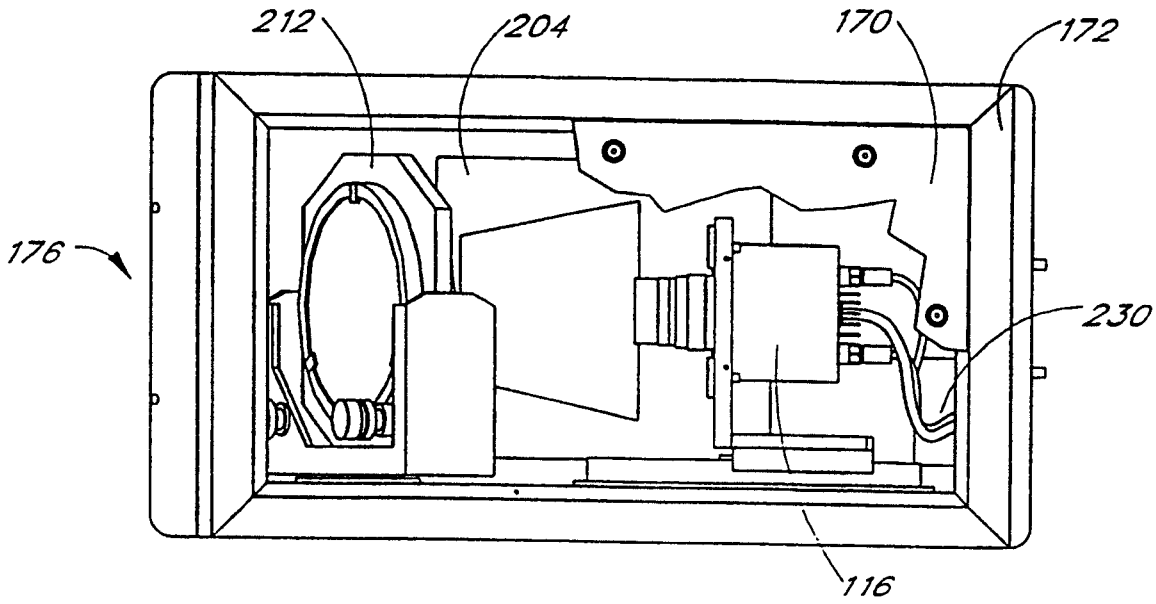


图 5D

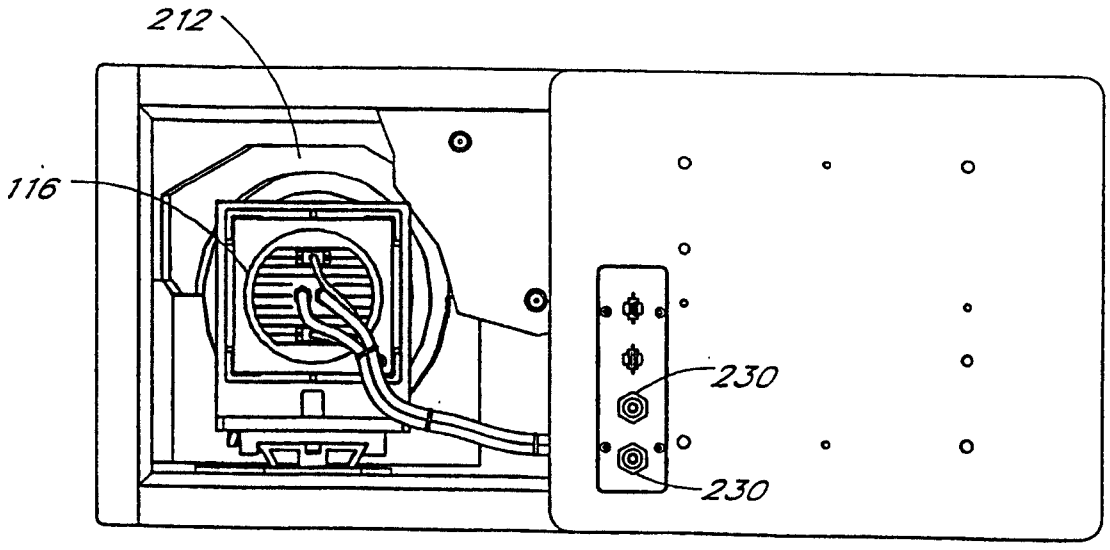


图 5E

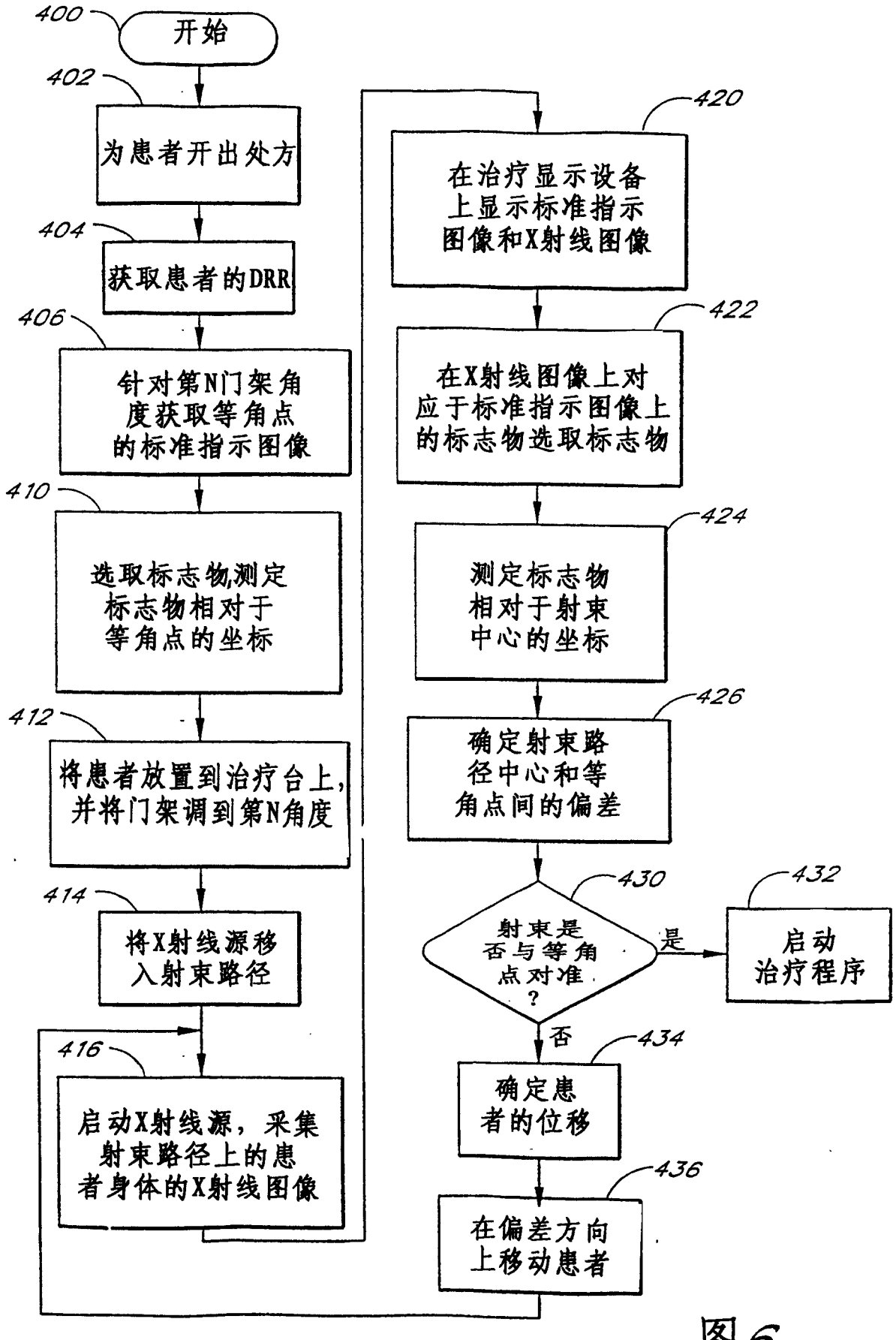

400
开始
402
为患者开出处方
404
获取患者的DRR
406
针对第N门架角度获取等角点的标准指示图像
410
选取标志物,测定标志物相对于等角点的坐标
412
将患者放置到治疗台上,并将门架调到第N角度
414
将X射线源移入射束路径
416
启动X射线源，采集射束路径上的患者身体的X射线图像
420
在治疗显示设备上显示标准指示图像和X射线图像
422
在X射线图像上对应于标准指示图像上的标志物选取标志物
424
测定标志物相对于射束中心的坐标
426
确定射束路径中心和等角点间的偏差
430
射束是否与等角点对准?
是
否
432
启动治疗程序
434
确定患者的位移
436
在偏差方向上移动患者

图6

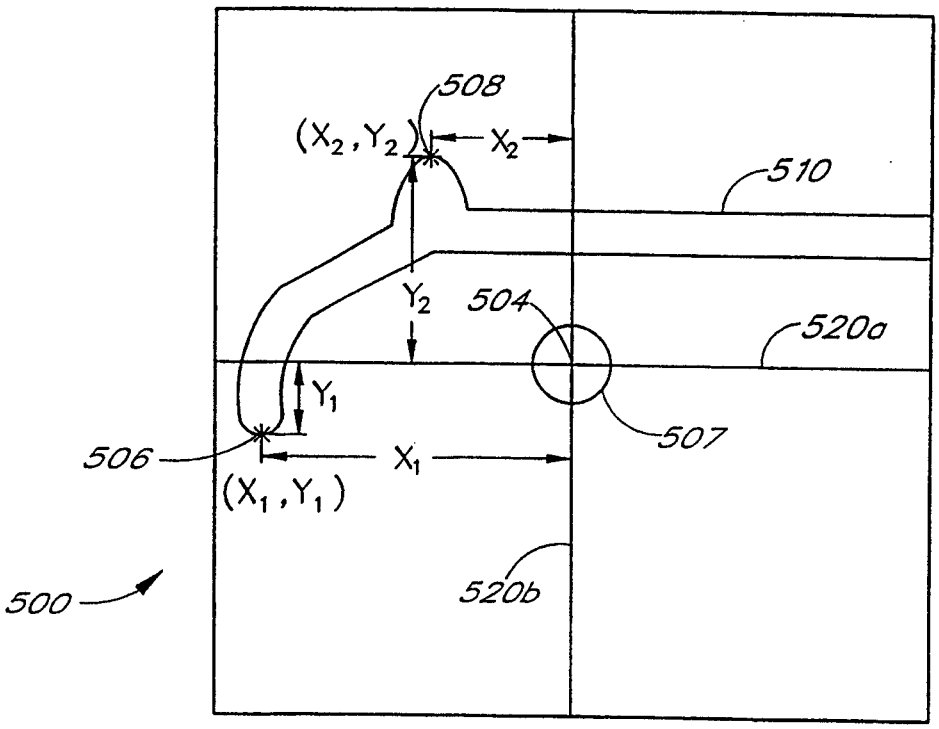

508
(X2, Y2)
X2
510
Y2
504
520a
Y1
507
506
X1
(X1, Y1)
500
520b

图 7A

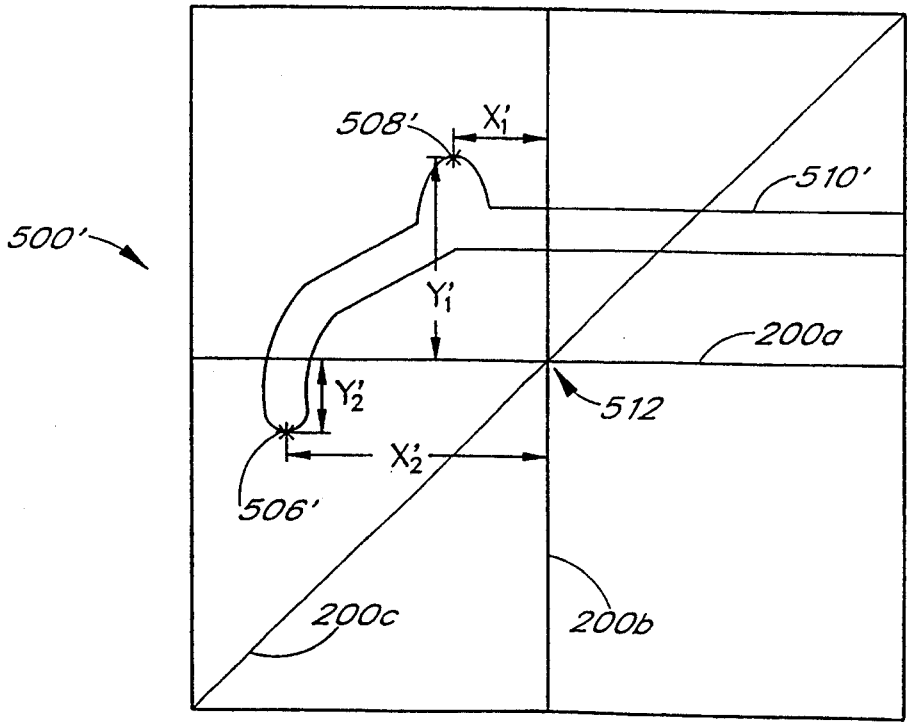

508'
X1'
510'
500'
Y1'
200a
Y2'
512
X2'
506'
200c
200b

图 7B