

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 6/00

A61B 6/03



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200410090100.4

[43] 公开日 2005 年 5 月 4 日

[11] 公开号 CN 1611190A

[22] 申请日 2004. 10. 27

[21] 申请号 200410090100.4

[30] 优先权

[32] 2003. 10. 27 [33] US [31] 10/605789

[71] 申请人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

[72] 发明人 T·L·托特 E·J·特卡卓司卡

J·黄

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

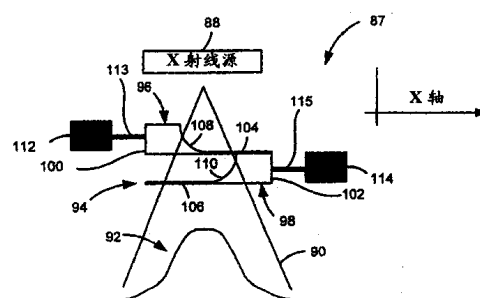
代理人 杨 凯 陈景峻

权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 4 页

[54] 发明名称 用为受检者定制的能量射束作 X 射线照相成像的方法和设备

[57] 摘要

公开一种为特定受检者(22, 134)定制用于 X 射线照相成像的 X 射线束(90)的分布(92)的方法和设备。本发明包括具有一对滤波器(96, 98)的滤波器组件(94), 各滤波器在数据捕获期间可由电动机组件(112, 114)来动态控制。滤波器(96, 98)定位在 X 射线束(90)中, 以便对 X 射线束(90)的强度分布(92)进行整形。在一个示范实施例中, 在 CT 数据捕获期间根据受检者(22, 134)的形状动态定位滤波器(96, 98)。还公开一种在 CT 数据捕获之前确定受检者(22, 134)的形状的方法。



ISSN 1008-4274

1. 一种射束整形滤波器组件(94), 包括:
具有非均匀厚度的第一可移动滤波器(96);
5 独立于所述第一可移动滤波器(96)并且具有非均匀厚度的第二可移动滤波器(98); 以及
其中所述第一可移动滤波器(96)和所述第二可移动滤波器(98)中至少一个被配置成放在高频电磁能量射束(90)中, 以便衰减用于 X 射线照相数据捕获的所述射束(90).
- 10 2. 如权利要求 1 所述的射束整形滤波器组件(94), 其特征在于, 所述第二可移动滤波器(98)具有与所述第一可移动滤波器(96)的形状成镜像的形状.
3. 如权利要求 1 所述的射束整形滤波器组件(94), 其特征在于, 通过至少一个电动机组件(112, 114)来移动所述第一可移动滤波器(96)
15 和所述第二可移动滤波器(98)中至少一个.
4. 如权利要求 3 所述的射束整形滤波器组件(94), 其特征在于, 所述至少一个电动机组件(112, 114)配置成独立地定位可移动滤波器(96,98), 以便创建基本上符合要扫描的受检者的形状的射束分布(92).
- 20 5. 如权利要求 4 所述的射束整形滤波器组件(94), 其特征在于, 所述至少一个电动机组件(112, 114)还配置成在 CT 数据捕获期间动态地定位可移动滤波器(96,98).
6. 如权利要求 5 所述的射束整形滤波器组件(94), 其特征在于, 所述至少一个电动机组件(112, 114)还配置成根据在 CT 数据捕获之前执行的探测扫描在 CT 数据捕获期间动态地定位可移动滤波器
25 (96,98).
7. 如权利要求 1 所述的射束整形滤波器组件(94), 其特征在于, 所述第一可移动滤波器(96)和所述第二可移动滤波器(98)均由底部

(100, 102)、尾部(104、106)以及连接所述底部(100, 102)与所述尾部(104、106)的弯曲部分(108、110)来定义。

8. 如权利要求 7 所述的射束整形滤波器组件(94), 其特征在于, 所述底部(100, 102)的厚度大于所述尾部(104, 106)的厚度。

5 9. 如权利要求 7 所述的射束整形滤波器组件(94), 其特征在于, 所述底部(100, 102)的厚度是 30mm, 而所述尾部(104, 106)的厚度是 0.25mm。

10 10. 如权利要求 7 所述的射束整形滤波器组件(94), 其特征在于, 所述第一可移动滤波器(96)的所述底部(100)具有 112mm 的沿 X 方向的长度;

所述第一可移动滤波器(96)的所述弯曲部分(108)具有 24.9mm 的沿所述 X 方向的长度;

所述第一可移动滤波器(96)的所述尾部(104)具有 135mm 的沿所述 X 方向的长度;

15 所述第二可移动滤波器(98)的所述底部(102)具有 53mm 的沿所述 X 方向的长度;

所述第二可移动滤波器(98)的所述尾部(106)具有 168mm 的沿所述 X 方向的长度; 以及

20 所述第二可移动滤波器(98)的所述弯曲部分(110)具有 34.2mm 的沿所述 X 方向的长度。

用为受检者定制的能量射束作 X射线照相成像的方法和设备

5

技术领域

本发明一般涉及诊断成像，更具体地说，涉及以适合待成像的受检者的形状和/或位置的方式、在X射线照相成像过程中动态过滤发往对象的辐射的方法和设备。

10

背景技术

通常，在X射线照相成像系统中，X射线源向受检者或对象、如患者或一件行李发出X射线。下文中，术语“受检者”和“对象”可以互换地用以描述能够被成像的任何物体。射束被受检者衰减之后，
15 照在辐射检测器阵列上。检测器阵列上接收的衰减后的射束辐射的强度通常取决于X射线的衰减。检测器阵列的各检测器元件产生表示各检测器元件接收的衰减射束的独立电信号。把电信号发送到数据处理系统进行分析，最终产生图像。

在计算机层析X射线照相术(CT)成像系统中，X射线源和检测器
20 阵列在成像平面内绕台架以及绕受检者旋转。X射线源通常包括X射线管，它在焦点发出射束形式的X射线。X射线检测器通常包括用于校准检测器上接收的X射线束的准直仪、用于把X射线转换成接近准直仪的光能的闪烁器、以及用于从邻近的闪烁器接收光能并从中产生电信号的光电二极管。通常，闪烁器阵列的各闪烁器把X射线转换成
25 光能。各光电二极管检测光能并产生相应的电信号。然后把光电二极管的输出发送到数据处理系统进行图像重构。

目前，越来越需要减少患者在成像期间接收的辐射剂量。一般众所周知的是，可通过使用“蝴蝶结”滤波器对X射线束的强度分布进

行整形来获得剂量的显著减少。利用蝴蝶结滤波器，表面剂量减少可
多达 50 %。一般还知道，患者的不同组织部位可有利地指定不同形状
的蝴蝶结滤波器以用来减少辐射剂量。例如，患者的头部或小的部位
的扫描可要求形状不同于在大的身体扫描期间使用的滤波器的蝴蝶结
5 滤波器。因此，需要成像系统具有大量可用的蝴蝶结滤波器形状以最佳地
适合各患者。但是，用足够数量的蝴蝶结滤波器来改造成像系统以
适应在大量患者扫描期间遇到的特质可能很困难，因为无法设想出
每个独特的患者。此外，制造具有大量蝴蝶结滤波器的成像系统增加了
成像系统的总制造成本。

10 此外，为了得到最佳剂量效率，即以最低可能的剂量获得最佳的
图像质量，蝴蝶结滤波器所产生的衰减分布应当是患者所特有的。也
就是说，当选择前置患者滤波器时，希望且优选地将患者的体积、形
状和相对位置考虑在内。通过把患者的体积、形状和位置考虑在内，
辐射曝光可适合特定的患者。此外，一般众所周知的是，光子计数(PT)
15 和能量区分(ED)CT 系统在今天是不可能的，主要是因为光子流量的大的
动态范围超过了当前 PT 和 ED 检测器的计数率能力。使前置患者滤
波器适合要扫描的受检者还考虑到使滤波器能够让在允许 PT 和 ED
CT 系统持续显影的适当范围中光子流量最小。如上所述，在潜在受检
者池中的患者的差异相当大，使带有前置患者滤波器的 CT 系统适合
20 于每个可能的患者轮廓不止是成本过高、简直不实际。

因此，希望设计一种以适合受检者的特定物理特性的方式动态过
滤用于数据捕获的发往患者的辐射的设备和方法。还希望有一种在数
据捕获过程中根据对受检者的探测扫描来定制发往受检者的辐射的系
统。

25

发明内容

本发明针对一种用于定义克服上述缺点的前置患者射束整形滤
波器的定制衰减分布的方法和设备。提供滤波器组件，其中具有一对

滤波器，在数据捕获过程中，各滤波器可通过电动机组件来动态控制。这些滤波器可定位在 X 射线束中，以便对 X 射线束的分布进行整形。在一个示范实施例中，滤波器可在 CT 数据捕获过程中根据受检者的形状来动态定位。还公开了一种在 CT 数据捕获之前确定受检者形状的方法。

因此，根据本发明的一个方面，提供一种射束整形滤波器组件。该滤波器组件包括具有非均匀厚度的第一可移动滤波器以及独立于第一可移动滤波器并且具有非均匀厚度的第二可移动滤波器。各滤波器配置成放在高频电磁能量射束中，以便衰减用于 X 射线照相数据捕获的射束。

根据另一方面，公开一种 CT 系统，它包括具有容纳要扫描的受检者的开口的可旋转台架以及配置成向受检者投射高频电磁能量射束的高频电磁能量投射源。还提供包括一对滤波器的前置受检者滤波器组件和具有多个闪烁器单元的闪烁器阵列，其中各单元配置成检测透过受检者的高频电磁能量。所述 CT 系统还包括：光电二极管阵列，它与闪烁器阵列光耦合，并且包括多个配置成检测相应闪烁器单元输出的光的光电二极管；以及数据捕获系统(DAS)，它连接到光电二极管阵列并且配置成接收光电二极管输出。提供一种图像重构器，它连接到 DAS，且配置成从 DAS 接收的光电二极管输出来重构受检者的图像。所述 CT 系统还包括控制器，该控制器配置成把滤波器对中的各个滤波器独立地定位在高频电磁能量射束中，以便把射束调制成具有基本上匹配受检者的至少大致形状的分布。

根据另一方面，本发明包括一种具有第一滤波器和第二滤波器的 X 射线滤波器组件。第一电动机组件连接到第一滤波器，第二电动机组件连接到第二滤波器。第一和第二电动机组件配置成独立地把相应的滤波器定位在 X 射线路径中，以便定义基本上接近目标形状的衰减分布。

从以下详细描述和附图中可以明白本发明的各种其它特征、目的

和优点。

附图说明

附图说明目前为实施本发明设想的优选实施例。

5 图中：

图 1 是 CT 成像系统的图示。

图 2 是图 1 中说明的系统的原理框图。

图 3 是典型 X 射线系统的平面图。

图 4 是图 1 中所示的 X 射线系统的一部分的剖视图。

10 图 5 是根据本发明的前置受检者射束整形滤波器组件的一个实施例的简图。

图 6 是根据本发明的前置受检者射束整形滤波器的另一个实施例的简图。

图 7 是根据本发明的滤波器组件的另一实施例的简图。

15 图 8 是供非侵入行李检查系统使用的 CT 系统的图示。

具体实施方式

参照诸如图 1-2 和 8 中所示的 CT 系统和图 3-4 中所示的 X 射线系统之类的 X 射线照相成像系统来描述本发明。但是，本领域的技术人员应当知道，本发明同样适用于其它 X 射线照相成像系统。此外，
20 参照 X 射线的发射和检测来描述本发明。但是本领域的技术人员还应当知道，本发明同样适用于其它高频电磁能量的发射和检测。

参照图 1 和 2，“第三代”CT 成像系统 10 被表示为包括台架 12。但是，本发明适用于其它 CT 系统。台架 12 具有 X 射线源 14，将 X
25 射线束 16 通过滤波器组件 15 向台架 12 另一侧的检测器阵列 18 投射。检测器阵列 18 由多个检测器 20 构成，这些检测器共同检测透过内科病人 22 的所投射的 X 射线。各个检测器 20 产生表示照射的 X 射线束以及当其穿过患者 22 时产生的衰减射束的强度的电信号。在用于捕获

X射线投影数据的扫描期间,台架12和安装在其上的部件绕旋转中心24旋转。

5 台架12的旋转和X射线源14的操作由CT系统10的控制机构26控制。控制机构26包括:X射线控制器28,向X射线源14提供电力和定时信号;台架电动机控制器30,控制台架12的旋转速度和位置;以及滤波器组件控制器33,控制滤波器组件15。控制机构26中的数据捕获系统(DAS)32对来自检测器20的模拟数据抽样,并将数据转换成数字信号,以供后续处理。图像重构器34从DAS32接收抽样且数字化的X射线数据,并且执行高速重构。重构的图像作为输入加
10 至计算机36,计算机36将图像存储在大容量存储装置38中。

计算机36还接收操作者经由具有键盘的控制台40输入的命令和扫描参数。相关联的阴极射线管显示器42允许操作者观察重构图像和来自计算机36的其它数据。操作者提供的命令和参数被计算机36用来向DAS32、X射线控制器28以及台架电动机控制器30提供控制信号和信息。此外,计算机36操作工作台电动机控制器44,它控制电
15 动工作台46以定位患者22和台架12。特别是,工作台46移动患者22的各部位通过台架开口48。

现在参照图3-4,图中表示了结合本发明的X射线系统50。X射线系统50包括油泵52、阳极端54以及阴极端56。中心机壳58设置
20 和定位在阳极端54与阴极端56之间。装在中心机壳58内的是X射线发生装置或X射线管60。容液腔62设置和安装在铅衬外壳64内。容液腔62通常充满冷却剂66,用于驱散X射线发生装置60内的热量。冷却剂66通常是介电油,但是也可实现包括空气在内的其它冷却剂。油泵52使冷却剂循环通过X射线系统50,以便冷却X射线发生装置
25 60以及把外壳64与真空容器68内出现的高电荷隔离。为了把冷却剂降至适当温度,设置了散热器70,它位于中心机壳58的一侧。此外,可在散热器70附近安装风扇72、74,以便当介电油循环通过散热器70时在散热器70上方提供冷却风流。在阳极插孔76与阴极插孔78

之间设置电连接,允许电子79流经X射线系统50。

5 外壳64通常由基于铝的材料制成,并且用铅作衬里,以防止杂散X射线放射。还在真空容器68附近且在外壳64内设置了导叶70。设置窗口82以允许系统50内产生的X射线辐射从系统中出来,并射向对象、例如要进行诊断成像的内科病人。通常,在外壳64中形成窗口82。外壳64设计成阻挡大部分产生的X射线84,只有少量通过窗口82射出。X射线系统50包括前置受检者滤波器组件86,设计成控制X射线84的衰减分布。

10 现在参照图5,图中简要表示了根据本发明并且至少可适用于上述CT和X射线系统的X射线发生和过滤组件。组件87包括X射线源88,用于向受检者(未示出)投射X射线束90或其它高频电磁能量射束。下面将会描述,射束90具有至少适合受检者的大致物理特征、如形状的分布92。前置受检者射束整形滤波器组件94在X射线束90被受检者衰减之前将其衰减,以便定义分布92。

15 滤波器组件94包括一对滤波器,即滤波器部件96和98,它们一般在形状和取向上互相成镜像。在这方面,各滤波器96和98大致构成滤波器组件的一半。下面将要描述,在一个优选实施例中,滤波器在尺寸上不相等。尽管尺寸上有差异,各滤波器仍由底部100和102、尾部104和106以及弯曲或弧形部分108和110来定义。在这方面,20 各滤波器对X射线的衰减在整个滤波器体上不均匀。也就是说,由于各滤波器的底部比各滤波器的尾部厚,因此各滤波器的底部比各滤波器的尾部让X射线衰减得更多。在一个实施例中,各滤波器的底部的厚度为30mm,各尾部的厚度为0.25mm。衰减度是用于制造滤波器的衰减材料以及各滤波器部分的相对厚度的函数。

25 各滤波器96、98可操作地分别连接到电动机组件112、114。各电动机组件从成像系统的控制器和/或计算机接收控制信号,当收到这些控制信号时,使各电动机组件在X射线束或路径90中定位相应的滤波器。在一个实施例中,各电动机组件包括步进电动机,但是可以

设想，其它类型的电动机可用于定位滤波器。电动机组件 112、114 还被设计成在整个数据捕获期间独立地重新定位各滤波器。在这方面，在整个数据捕获期间，可以独立地和动态地控制或定位各个滤波器，以便获得特定的衰减分布 92。此外，两个滤波器最好都是通过相应的电动机组件来连接和控制。此外，一个滤波器可以固定，并且相对于另一滤波器保持静止。还可设想，可采用两个以上的滤波器。

在一个示范实施例中，滤波器 96 的末端(相对于 X 射线源)与 X 射线源 88 相隔 117mm。在此示范实施例中，滤波器 98 的末端设置成与 X 射线源相隔 148mm。此外，在此示范实施例中，滤波器 96 的底部沿 X 轴的长度为 45mm，尾部的长度为 135mm，连接弯曲部分的长度为 24.9mm。与之相比，滤波器 98 的底部沿 X 方向的长度为 53mm，尾部的长度为 168mm，连接弯曲部分的长度为 34.2mm。各弯曲部分的尺寸在下表中列出。本领域的技术人员容易理解，上述尺寸仅是说明多个可能的实施例其中之一。

15 曲率 X、Y 坐标尺寸

	<u>滤波器 96X</u>	<u>滤波器 96Y</u>	<u>滤波器 98X</u>	<u>滤波器 98Y</u>
	0.00000	0.140964	0.00000	0.140964
	1.52658	0.277455	1.92109	0.277455
	3.02431	0.736801	3.81409	0.736801
20	4.48315	1.49686	5.66911	1.49686
	5.89467	2.53118	7.47786	2.53118
	7.25198	3.81159	9.23358	3.81159
	8.54973	5.30908	10.9311	5.30908
	9.78406	6.99454	12.5666	6.99454
25	10.9524	8.83954	14.1378	8.83954
	12.0536	10.8169	15.6436	10.8169
	13.0874	12.9009	17.0839	12.9009
	14.0545	15.0681	18.4596	15.0681
	14.9562	17.2971	19.7722	17.2971

	15.7946	19.5688	21.0238	19.5688
	16.5720	21.8668	22.2169	21.8668
	17.2910	24.1766	23.3544	24.1766
	17.9543	26.4862	24.4391	26.4862
5	18.8075	27.9529	25.7168	27.9529
	19.8335	28.7495	27.1705	28.7495
	20.9281	29.2923	28.6963	29.2923
	22.0739	29.6668	30.2769	29.6668
	23.2688	29.9013	31.9104	29.9013
10	24.5186	29.9983	33.6029	29.9983

电动机组件 112、114 在轴向上独立地分别沿 X 方向在 X 射线路径中定位滤波器 96、100，使得滤波器的总衰减定义目标衰减分布。在一个实施例中，各电动机通过伸出和收回各个活塞组件 113 和 115 定位相应的滤波器。本领域的技术人员应当理解，其它组件可用来将滤波器延伸到 X 射线路径中以及从该路径中收回。根据滤波器的定位，滤波器 96 所引起的衰减与滤波器 98 所引起的衰减相加。由于各个滤波器具有定义多种厚度的轮廓，组合的轮廓共同定义多个可能的射束分布。因此从多个可能的射束分布中选择特定的射束分布，使得所得到的射束分布适合特定的患者或受检者。也就是说，滤波器 96、98 可通过它们相应的电动机组件 112、114 相对彼此进行定位，从而定义基本上匹配患者的大致形状的射束分布。而且，滤波器 96 和 98 被表示为至少部分相互重合。但是，可以设想，滤波器定位成不出现重合。

图 6 中表示了本发明的另一实施例。为了减小 CT 或 X 射线系统上的尺寸约束，如图 6 所示的滤波器 96 和 98 相对于彼此定向，使得滤波器 96 的尾部 104 定位在靠近滤波器 98 的底部 102 之处。类似于图 5 的定向，可以通过独立地相对彼此定位滤波器 96 和 98 来形成所需的衰减分布。此外，图 6 中所示的定向所占用的体积只是图 5 的定向所需体积的一半。应当指出，在图 6 中所示的定向中，滤波器 98 最

好是具有不同于滤波器 96 的形状,使得 X 射线路径长度对于两个滤波器都一样。确定适当的形状可以通过为滤波器 96 上各风扇角确定路径长度、然后用相同风扇角定位(确定)滤波器 98 上的滤波器边界的位置来实现。

5 现在参照图 7,图中简要地表示根据本发明的滤波器组件的另一实施例。在此实施例中,滤波器 96 和 98 分别构造成没有尾部 104 和 106。在这方面,各滤波器 96 和 98 具有底部 100、102 以及弯曲部分 108、110。代替尾部的是可收缩的或固定的、而且相对较薄的衰减片 116。在所示实施例中,衰减片 116 是固定的,但是可以设想,片 116
10 可连接到电动机组件,以控制在 X 射线路径中的片 116 的位置。如果滤波器 96 和 98 彼此分开、即没有滤波器重叠,则片 116 还用于提供最小、非零的衰减量。

 如上所述,滤波器 96 和 98 可通过相应的电动机组件定位在 X 射线路径中。滤波器 96 和 98 的定位可以在扫描开始之前设置,并且在
15 数据捕获期间保持固定,或者滤波器 96 和 98 可在整个数据捕获过程中动态和自动重新定位,以便获得所需的或目标衰减分布。在任一种情况下,最好是对受检者执行探测扫描,以便为该特定受检者确定最佳射束分布。探测扫描最好收集关于受检者的形状和尺寸的信息。本领域的技术人员容易理解,在确定适当的衰减分布时,可以将其它特
20 征考虑在内。从这种探测扫描中,成像系统中的计算机向相应的电动机组件提供控制信号,当这些信号被执行时,使电动机组件在指定的位置将滤波器相对彼此定位,而且,如果适用,在数据捕获期间重新定位滤波器。在这方面,可以精确地控制 X 射线束在特定组织部位上的强度。

25 现在参照图 8,包裹/行李检查系统 118 包括可旋转台架 120,其中具有开口 122,包裹或行李可通过该开口。可旋转台架 120 容纳高频电磁能量源 124 以及检测器组件 126。还提供传送系统 128,其中包括由结构 132 支撑的传送带 130,用于自动和连续地传送包裹或行李

134 通过开口 102, 以供扫描。对象 134 由传送带 130 馈送通过开口 122, 然后捕获成像数据, 并且传送带 130 以受控和连续方式将包裹 134 从开口 122 中移出。结果, 邮局检查员、包裹处理员或其它安检人员可不用打开包裹就能检查包裹 134 的内容, 查看是否有爆炸物、小刀、枪支、禁运品等。

本发明针对一种用于 X 射线照相成像扫描仪的滤波器组件, 允许 X 射线束分布沿着与受检者的具体情况匹配连续区间来调整, 从而控制 X 射线流量的动态范围以及获得最佳剂量效率。此外, 可在数据捕获期间控制 X 射线束, 以便考虑偏离中心的受检者。此外, 因为滤波器没有不连续边缘或机械界面, 所以减小了图像假信号。此外, 滤波器的可制造性不是太复杂, 而且滤波器的实现不需要对现有 X 射线照相成像系统设计进行过多的更改。

因此, 根据本发明的一个实施例, 提供一种射束整形滤波器组件。该滤波器组件包括具有非均匀厚度的第一可移动滤波器以及独立于第一可移动滤波器并且具有非均匀厚度的第二可移动滤波器。各滤波器配置成放在高频电磁能量射束中, 以便衰减用于 X 射线照相数据捕获的射束。

根据另一实施例, 公开一种 CT 系统, 其中包括: 可旋转台架, 具有用以容纳要扫描的受检者的开口; 以及高频电磁能量投射源, 配置成向受检者投射高频电磁能量射束。还提供包括一对滤波器的前置受检者滤波器组件和具有多个闪烁器单元的闪烁器阵列, 其中各单元配置成检测透过受检者的高频电磁能量。所述 CT 系统还包括: 光电二极管阵列, 它与闪烁器阵列光耦合, 并且包括多个配置成检测相应闪烁器单元输出的光的光电二极管; 以及数据捕获系统(DAS), 它连接到光电二极管阵列并且配置成接收光电二极管输出。提供一种图像重构器, 它连接到 DAS, 且配置成从 DAS 接收的光电二极管输出来重构受检者的图像。所述 CT 系统还包括控制器, 该控制器配置成把滤波器对中的各个滤波器独立地定位在高频电磁能量射束中, 以便把射

束调制成具有基本上匹配受检者的至少大致形状的分布。

5 根据另一个实施例，本发明包括一种具有第一滤波器和第二滤波器的X射线滤波器组件。第一电动机组件连接到第一滤波器，第二电动机组件连接到第二滤波器。第一和第二电动机组件配置成独立地把相应的滤波器定位在X射线路径中，以便定义基本上接近目标形状的衰减分布。

就优选实施例描述了本发明，应当认识到，除明确表述的那些内容之外，等效物、替代物以及修改是可能的并且在所附权利要求的范围之内。

图 3

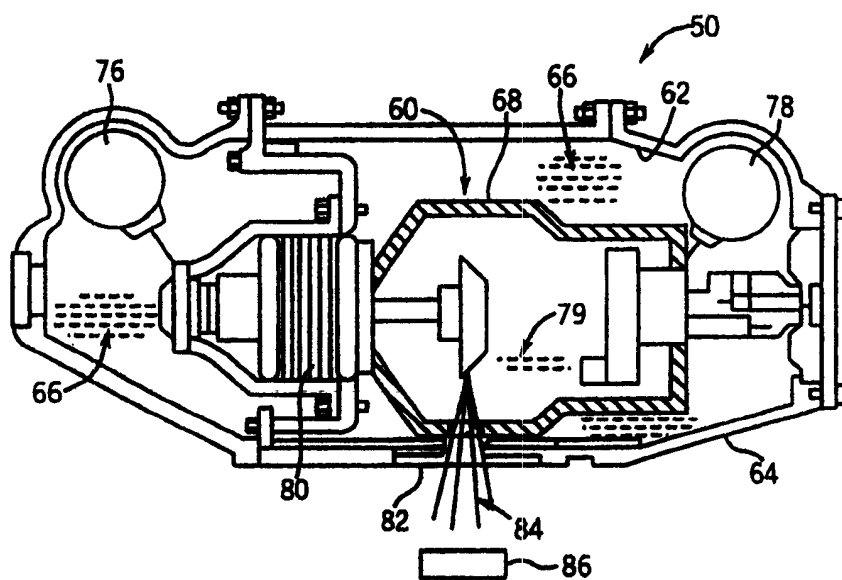
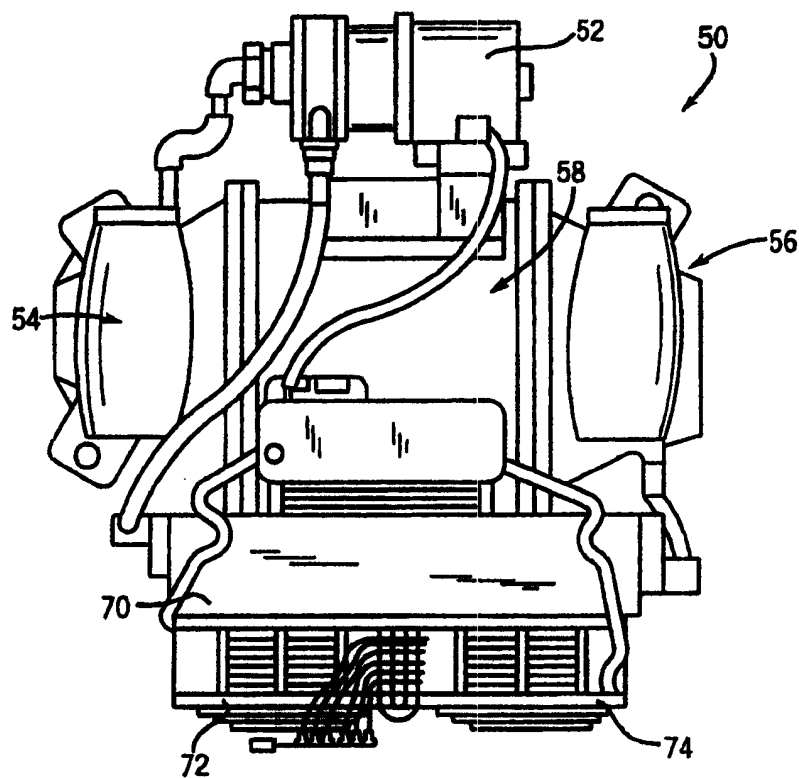


图 4

图 5

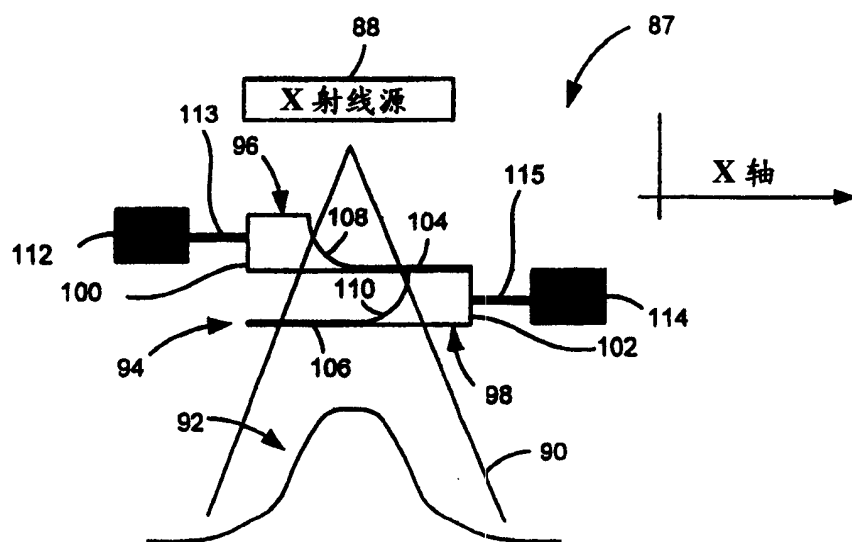


图 6

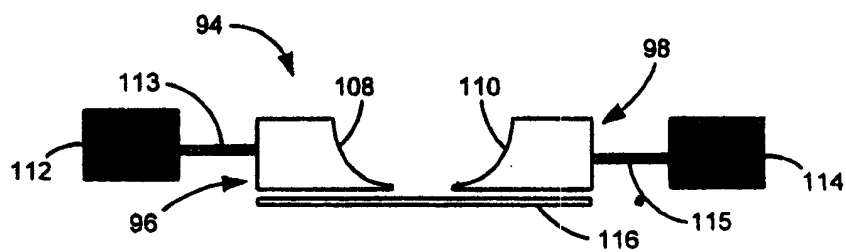
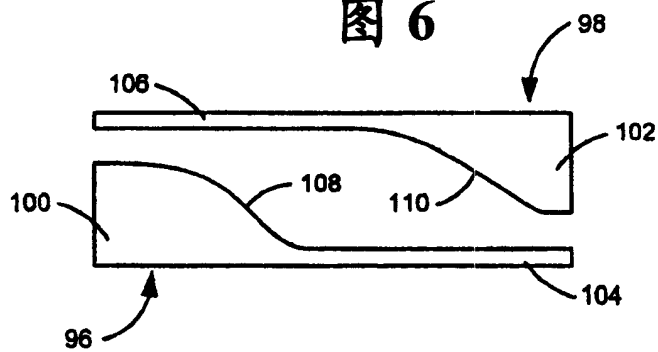


图 7

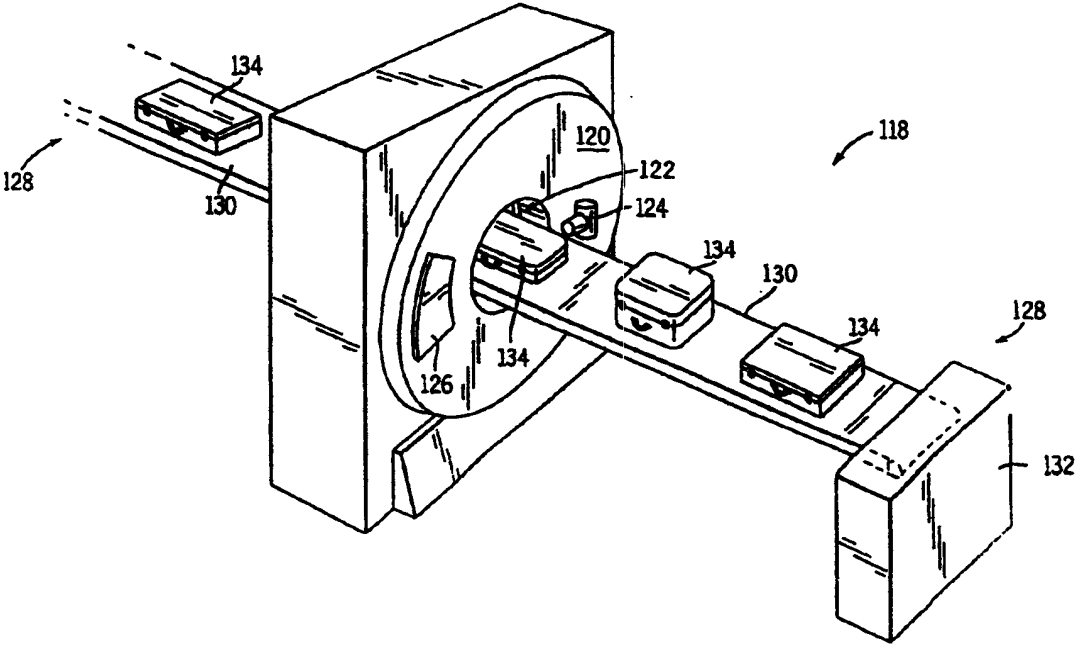


图 8