



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 00808935.3

[45] 授权公告日 2007 年 5 月 2 日

[11] 授权公告号 CN 1313838C

[22] 申请日 2000.4.14 [21] 申请号 00808935.3

[30] 优先权

[32] 1999. 4. 14 [33] US [31] 60/129,239

[32] 1999. 8. 30 [33] US [31] 60/151,378

[86] 国际申请 PCT/US2000/010220 2000. 4. 14

[87] 国际公布 WO2000/062093 英 2000. 10. 19

[85] 进入国家阶段日期 2001. 12. 14

[73] 专利权人 杰克·E·朱尼

地址 美国密执安州

[72] 发明人 杰克·E·朱尼

[56] 参考文献

US5841140A 1998. 11. 24

US5825031A 1996. 10. 11

US5600144A 1997. 2. 4

US5241181A 1993. 8. 31

JP8 - 262141A 1996. 10. 11

US4831263 1989. 5. 16

US5608221A 1997. 3. 4

US4165462 1979. 8. 21

US5600145A 1997. 2. 4

US5821541A 1998. 10. 13

US4743764 1988. 5. 10

审查员 方波

[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 李德山

权利要求书 4 页 说明书 13 页 附图 14 页

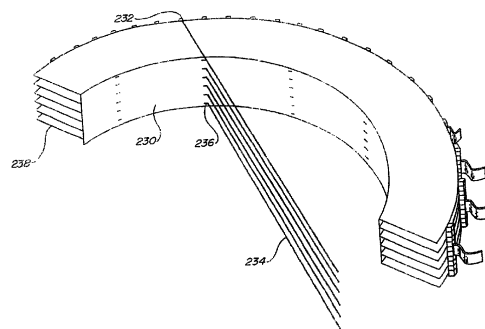
[54] 发明名称

单光子发射计算机处理的 X 射线断层摄影术
系统

[57] 摘要

一种单光子发射计算机处理的 X 射线断层摄影术系统，用于产生多个 X 射线断层摄影图象，该类型的图象代表发射光子的放射性同位素的三维分布。该系统具有一底座，其包括一患者支架，用于支持患者以使患者的一部分位于视场内。确定一通过所述视场的纵轴。一邻近所述视场设置的检测器组合件，所述组合件包括光子响应检测器(232)。该检测器(232)为伸长的条带，其中心轴通常布置成平行于所述纵轴。该检测器(232)可操作来检测光子是否撞击到该检测器(232)上。该检测器(232)也能确定所检测到的光子在沿条带长度上的位置。一光子阻挡件位于所述视场和检测器(232)之间。所述阻挡件带有孔隙槽(236)，用于与所述孔隙槽(236)对齐的光子通过。孔隙槽(236)通常

平行于所述纵轴。通过孔隙(236)的来自检测器的响应线(234)被限定。一位移装置可以彼此相对移动检测器组合件或者移动光子阻挡件，从而使孔隙(236)相对于检测器(232)设置，而且响应线(234)扫过至少一部分所述视场。



1. 一种单光子发射计算机处理的X射线断层摄影术系统，用于产生多个X射线断层摄影图象，该类型的图象代表发射光子的放射性同位素的三维分布，其特征在于，所述系统包括：

一个底座，包括：一个患者支架，用于支持患者，以使所述患者的一部分位于视场之内，限定一个通过所述视场的纵轴；

一个检测器组合件，邻近所述视场设置，所述组合件包括一个光子响应检测器，所述检测器包括伸长的条带，其中心轴布置成平行于所述纵轴，所述检测器可操作来检测光子是否撞击到该检测器上，所述检测器还可操作以确定所检测到的光子在沿所述伸长条带长度上的位置；

一个光子阻挡件，位于所述视场和所述检测器之间，所述阻挡件带有孔隙槽，用于使与所述孔隙槽对齐的光子通过，所述槽平行于所述纵轴，通过所述孔隙的来自检测器的响应线被限定；

一个准直组合件，包括：至少两个空间隔开的、由光子衰减材料制作的准直瞄准板，所述准直瞄准板仅包括相互平行以及垂直所述纵轴的瞄准板，所述准直瞄准板中的每个都布置在所述检测器和所述视场之间；和

位移装置，用于将一个所述检测器组合件或所述光子阻挡件相对于另一个所述检测器组合件或所述光子阻挡件移动，以使所述孔隙相对于所述检测器移动，而且所述响应线扫过至少一部分所述视场。

2. 根据权利要求1所述的系统，其特征在于，所述准直瞄准板布置在所述光子阻挡件和所述检测器之间。

3. 根据权利要求1所述的系统，其特征在于，可透过射线的材料布置在所述瞄准板之间的空间内。

4. 根据权利要求1所述的系统，其特征在于，所述位移装置可操作，以使所述光子阻挡件相对于所述检测器组合件移动。

5. 根据权利要求1所述的系统，其特征在于，所述纵轴是垂直的，

并且所述患者支架包括：一个可调节座椅，其上带有用于相对于所述视场移动所述座椅的装置。

6. 根据权利要求1所述的系统，其特征在于，所述的检测器包括固态检测器，该固态检测器具有：多个固态检测器元件，沿着检测器长度设置，每个元件都可操作来检测是否有光子撞击所述元件。

7. 根据权利要求1所述的系统，其特征在于，所述的检测器包括：一个由闪烁材料制成的条带，具有第一和第二端，所述条带还具有一个前表面和一个后表面，所述的前表面朝向所述视场，用以接收光子，所述的后表面背离所述视场，所述闪烁材料可操作以在光子撞击所述闪烁材料时产生闪光。

8. 根据权利要求7所述的系统，其特征在于，所述的检测器还包括：一个第一光检测器和一个第二光检测器，所述的第一光检测器邻近所述闪烁材料的第一端设置，所述的第二光检测器邻近所述闪烁材料的第二端设置，所述第一和第二光检测器可操作以在光子撞击所述闪烁材料时检测所述闪烁材料产生的闪光。

9. 根据权利要求7所述的系统，其特征在于，所述的检测器还包括：一个由光子衰减材料制成的掩模，覆盖在所述闪烁材料的所述前表面的一部分上，以使所述前表面的垂直条带不被所述的掩模覆盖。

10. 根据权利要求7所述的系统，其特征在于，所述闪烁材料的所述前表面的宽度小于所述后表面的宽度，以使所述闪烁材料具有梯形截面。

11. 一种单光子发射计算机处理的X射线断层摄影术系统，用于产生多个X射线断层摄影图象，该类型的图象代表发射光子的放射性同位素的三维分布，其特征在于，所述系统包括：

一底座，包括：一个患者支架，用于支持患者，以使患者的一部分位于视场内，限定一个通过所述视场的纵轴；

一个检测器组合件，至少局部地围绕所述视场，所述组合件包括：多个光子响应检测器，所述光子响应检测器沿所述组合件被隔开，每个检测器包括：一个伸长的条带，其中心轴布置成与所述纵轴平行，

每个检测器可操作以检测光子是否撞击到所述检测器上，每个检测器还可操作以确定所检测到的光子在沿所述伸长条带长度上的位置；

一个光子阻挡件，位于所述视场和所述检测器之间，具有：沿所述阻挡件的多个间隔开的孔隙槽，用于使与所述孔隙槽对准的光子通过，每一个所述槽都平行于所述纵轴，作为所述检测器中每个检测器的响应线，被限定为来自所述检测器和通过最近的孔隙；

一个准直组合件，包括：至少两个隔开的、由光子衰减材料制成的准直瞄准板，所述准直瞄准板相互平行并且垂直于所述纵轴，每个所述瞄准板布置在所述检测器和所述视场之间；和

位移装置，用于将一个所述检测器组合件或所述光子阻挡件相对于另一个所述检测器组合件或所述光子阻挡件移动，以使所述孔隙相对于所述检测器设置，而且所述响应线扫过至少一部分所述视场。

12. 根据权利要求11所述的系统，其特征在于，所述检测器按圆弧设置，所述光子阻挡件是弧形的。

13. 根据权利要求12所述的系统，其特征在于，检测器的所述圆弧和所述弧形光子阻挡件在 180° - 360° 之间的范围内延伸。

14. 根据权利要求12所述的系统，其特征在于，所述检测器的所述圆弧和所述弧形光子阻挡件是同心的。

15. 根据权利要求11所述的系统，其特征在于，所述准直瞄准板布置在所述光子阻挡件和所述检测器之间。

16. 根据权利要求11所述的系统，其特征在于，所述射线可透过的材料布置在所述瞄准板之间的空间内。

17. 根据权利要求11所述的系统，其特征在于，所述位移装置可操作以使所述光子阻挡件相对所述检测器组合件移动。

18. 根据权利要求11所述的系统，其特征在于，所述患者支架包括：一个可调节座椅，其上带有用于相对所述视场移动所述座椅的装置。

19. 根据权利要求11所述的系统，其特征在于，每个所述的检测器包括：一个固态检测器，具有：多个沿其长度设置的固态检测器元件，每个元件都可操作以检测是否有光子撞击所述元件。

20. 根据权利要求11所述的系统，其特征在于，每个所述的检测器包括：一个由闪烁材料制成的条带，具有：第一和第二端以及一个前表面和一个后表面，所述的前表面朝向所述视场，用以接收光子，所述的后表面背离所述视场，所述闪烁材料可操作以在光子撞击所述闪烁材料时产生闪光。

21. 根据权利要求20所述的系统，其特征在于，每个所述检测器还包括：一个第一光检测器和一个第二光检测器，所述的第一光检测器邻近所述闪烁材料的第一端设置，所述的第二光检测器邻近所述闪烁材料的第二端设置，所述的第一和第二光检测器可操作以在光子撞击所述闪烁材料时检测所述闪烁材料产生的所述闪光。

22. 根据权利要求20所述的系统，其特征在于，每个所述的检测器还包括：一个由光子衰减材料制成的掩模，覆盖在所述闪烁材料的所述前表面的一部分上，从而以使所述前表面的垂直条带不被所述掩模覆盖。

23. 根据权利要求20所述的系统，其特征在于，所述闪烁材料的所述前表面的宽度小于所述后表面的宽度，以使所述闪烁材料具有梯形截面。

单光子发射计算机处理的X射线断层摄影术系统

技术领域:

本发明涉及单光子发射计算机处理的X射线断层摄影术系统。

背景技术:

医学的放射性核素成象(核医学)是现代医学实践的一个至关重要的分支。该方法论涉及痕量放射性物质的管理,一般是先通过注射,然后所述放射性物质以一定方式定位于体内,该方式取决于所研究的有机系统的生理学机能。在体外利用检测器对放射性示踪剂的发射(通常为伽马光子)进行成象,进而产生放射性示踪剂在体内的分布图。当受过适当训练的内科医生分析这些图象时,能得到在临床诊断和疾病治疗方面具有很大价值的信息。该技术常见的应用包括冠状动脉疾病的检测(铈扫描)以及骨癌转移的检测(骨扫描)。通过使用伽马放射性示踪剂和公知的称为“伽马相机”的检测器进行总体的临床放射性核素成象。

伽马相机一般包括大闪烁晶体(例如碘化钠),当其被伽马光子撞击时具有发光特性。该晶体后面相连有多个与电路结合的光电倍增管,从而检测闪光和在闪烁晶体内对闪光进行定位。在晶体前面是准直器,其通常包括几毫米厚的具有多个穿孔的铅。一般地说,除了从适当方向入射到晶体的光子之外,准直器用来吸收所有入射光子。晶体、光电倍增管和相关电路通常密封在大的铅箱子里面,该箱子用来把检测器同无用的外界辐射屏蔽开来。整个装置安装在起重台架上,其带有电动装置,用来使检测器靠近患者定位。

伽马相机提供了放射性示踪剂分布的二维图象。然而,体内放射性示踪剂的分布一般是三维的。单光子发射X射线断层摄影术(SPECT)技术用来产生三维X射线断层摄影图象,类似于“放射性核素CT扫描”,其通过计算机处理一系列二维伽马相机图象以再现示踪剂的三维分布,所述二维伽马相机图象是从围绕患者的多个角度获得的。这通常是通过把一或多个伽马相机安装到电动起重台架上并且使伽马相机环绕患者的方式完成的。然后处理所获得的数据而产生三维图象。

已证实三维SPECT图象能提供更高图象对比度并且能减少身体结构的明显重叠。现在,SPECT成象被认为是心脏放射性核素成象领域的最新技术,并且占

据了全美国心脏核素成象的一半以上。

尽管它有许多优点，但是SPECT成象还不能应用到所有能从中受益的患者。当前的SPECT仪器有许多缺点，从而阻碍其更加广泛的应用。

当前的SPECT系统体积庞大，通常需要大的专用的房子容纳它们。准直系统阻挡了所发出的高百分比的辐射，因而效率相对较低。因而，大部分新的临床系统同时运用两个或多个伽马相机检测器，所述检测器安装在单个起重台架上。由于每个检测器通常重达几百磅，所以起支持作用的起重台架必须又大又重。大部分SPECT的安装需要建造专门的带有地板加强物的房间。因为精确的图象再现需要精确的检测器设置，所以SPECT系统需要重的定位系统，包括电动机和齿轮装置，其能够把成百上千磅的装置移动并定位到精度约1mm。这些系统必然会又大又重又贵。

尽管在各种环境下对患者进行成象的医疗需求很大，包括医生办公室、急诊室和重病监护室，但是当前SPECT系统的大尺寸和体积使得它们不得不设置在固定位置，通常是医院的放射学或核医学室。在出诊的心脏病专家最快出现的地点进行心脏SPECT成象具有重大的医学优点以及能给患者带来巨大的方便。许多研究表明在门诊室环境下提供的护理价值比医院环境下小。尽管有这些急切的因素，但是当前系统的大小和成本约束还是大大地限制它们向社区的渗透，特别是限制了它们在内科医生办公室的应用。另外，当前系统需要很大空间，这给提供SPECT服务的医院增加了很大的成本。

当前SPECT系统还有另外的限制。当伽马相机环绕患者时，大的多导体电缆需要给(和从)每一检测器传导电能和数据。这些电缆在系统作业期间反复弯曲。这是设备损坏的一个常见原因。

当前系统又大又重的特点需要把医疗起重台架设计得非常稳定，同时价格也要合算。因此制成的系统需要患者仰卧(平躺)在狭窄的操作台上，该操作台伸入到垂直向的起重台架内。为了使检测器尽可能地靠近患者胸部以及允许巨大移动的检测器在患者周围安全通过，当前的系统需要患者把一个或两个手臂保持在头部之上的不舒适的位置。这对大部分患者来说是很痛苦的，甚至对有些人是不可能的。另外，对很多患者来说，仰卧是不舒服的，特别是那些背部有问题的患者。当处于设备内时，很多患者感到幽闭恐惧。狭窄的操作台需允许相机围绕患者旋转，因而对很大部分人来说是不舒服的，通常使他们感到

那些正在进行的扫描不安全或者危险。另外，在成象期间，患者被仪器部分封闭的事实可能使得医生或护士邻近病危患者受到限制。

发明内容：

本发明是一种用于实施单光子发射计算机处理的X射线断层摄影术（SPECT）的系统，该系统特别适合于心脏成象。本文描述了最适宜胸部和脑部成象的实施例。

根据本发明的一个方面，这里提供一种单光子发射计算机处理的X射线断层摄影术系统，用于产生多个X射线断层摄影图象，该类型的图象代表发射光子的放射性同位素的三维分布，其特征在于，所述系统包括：一个底座，包括一患者支架，用于支持患者以使患者的一部分位于视场内，确定一个通过所述视场的纵轴；一个检测器组合件，邻近所述视场设置，所述组合件包括一个光子响应检测器，所述检测器包括伸长的条带，其中心轴布置成平行于所述纵轴，所述检测器可操作来检测光子是否撞击到该检测器上，所述检测器还可操作以确定所检测到的光子在沿所述伸长条带长度上的位置；一个光子阻挡件，位于所述视场和所述检测器之间，所述阻挡件带有孔隙槽，用于使与所述孔隙槽对齐的光子通过，所述槽平行于所述纵轴，通过所述孔隙的来自检测器的响应线被限定；一个准直组合件，包括：至少两个空间隔开的、由光子衰减材料制作的准直瞄准板，所述准直瞄准板仅包括相互平行以及垂直所述纵轴的瞄准板，所述准直瞄准板中的每个都布置在所述检测器和所述视场之间；和位移装置，用于将一个所述检测器组合件或所述光子阻挡件相对于另一个所述检测器组合件或所述光子阻挡件移动，以使所述孔隙相对于所述检测器移动，而且所述响应线扫过至少一部分所述视场。

根据本发明的另一方面，这里提供一种单光子发射计算机处理的X射线断层摄影术系统，用于产生多个X射线断层摄影图象，该类型的图象代表发射光子的放射性同位素的三维分布，其特征在于，所述系统包括：一底座，包括：一个患者支架，用于支持患者以使患者的一部分位于视场内，确定一个通过所述视场的纵轴；一个检测器组合件，至少局部地围绕所述视场，所述组合件包括：多个光子响应检测器，所述光子响应检测器沿所述组合件被隔开，每个检测器包括：一个伸长的条带，其中心轴布置成与所述纵轴平行，每个检测器可操作以检测光子是否撞击到所述检测器上，每个检测器还可操作以确定所检测到的光子在沿所述伸长条带长度上的位置；光子阻挡件，一个位于所述视场和所述检测器之间，具有：沿所述阻挡件的多个间隔开的孔隙槽，用于使与所述孔隙槽对准的光子通过，每一个所述槽都平行于所述纵轴，作为所述检测器中每个检测器的响应线，被限定为来自所述检测器和通过最近的孔隙；一个准直组合件，包括：至少两个隔开的、由光子衰减材料制成的准直瞄准板，所述准直瞄准板相互平行并且垂直于所述纵轴，每个所述瞄准板布置在所述检测器和所述视场之间；和位移装置，用于将一个所述检测器组合件或所述光子阻挡件相对于另一个所述检测器组合件或所述光子阻挡件移动，以使所述孔隙相对于所述检测器设置，而且所述响应线扫过至少一部分所述视场。

本说明书描述了检测器组合件的多个独特构造。所述系统可以提供可调节的座椅，该座椅允许患者在成象系统内舒服地定位和调节。

附图说明：

图1a是本发明最适合于心脏SPECT的优选实施例的透视图，该图表示系统的整体构造和病人的定位；

图1b是图1a实施例的另一透视图;

图2是SPECT成象期间用于光子检测的单个检测器组合件的一个实施例的透视图;

图3是本发明最适合于心脏SPECT的实施例的带孔隙的圆弧的透视图,带有单辐射检测组件,其示于圆弧之后以表示相对位置;

图4是概略的俯视图,表示带开槽孔隙的圆弧、带检测器的圆弧和病人视场的相对位置;

图5a是位于带孔隙的圆弧第一旋转位置的单个检测器组合件和带孔隙的圆弧的一小部分的简要俯视图;

图5b是与图5a类似的视图,但是带孔隙的圆弧在第二位置;

图5c与图5a和5b类似的视图,但是带孔隙的圆弧在第三位置;

图6是概略的俯视图,表示单个检测器的响应线是如何提供透过身体的多角度投影的;

图7是横截面(纵向)准直组合件的透视图,表示其与检测器组合件的关系;

图8是与图7类似的视图,但是包括带孔隙的圆弧,表示来自一个检测器组合件的响应线;

图9是曲线图,表示使用本发明与使用传统“高分辨率”的平行孔准直器在不同深度处的共面空间分辨率;

图10a是可移动的带孔隙的圆弧延长瞄准板的一个实施例的横截面俯视图;

图10b是与图10a类似的视图,但是所示的瞄准板位于不同的位置;

图11是基于闪烁器的圆柱形检测器组合件的一个实施例的一部分的透视图;

图12a是检测器组合件的另一实施例的透视图,该检测器组合件使用了长方形条状闪烁材料件;

图12b是图12a组件的侧视图,该组件在其顶部和底部带有光电检测器;

图12c是与图12b类似的视图,但是光电检测器位于闪烁材料的后面;

图13是检测器组合件的透视图,该检测器组合件带有一块梯形截面的闪烁材料件;

图14a是基于长方形闪烁材料件的、被掩蔽的检测器外形的透视图;

图14b是基于圆柱形闪烁材料件的、被掩蔽的检测器外形的透视图;

图14c是基于梯形截面闪烁材料件的、被掩蔽的检测器外形的透视图;

图15是一透视图,表示与图14a类似的条形的被掩蔽的检测器组合件的构造细节,但是光电检测器沿其后表面设置;

图16是用于本发明一实施例的同步的检测器和带孔隙的圆弧运动方向的示意图;

图17是基于检测器的二维闪烁器的透视图,该检测器具有根据本发明的掩蔽条带;以及

图18是本发明另一实施例的概略俯视图,其使用了二维检测器和线性阻挡件。

具体实施方式:

在本说明书全文中,优选实施例和示例应看作例子而不应看作对本发明的

限制。

本发明包括实现单光子发射计算机处理的X射线断层摄影术 (SPECT) 用的系统。该系统包括一辐射检测器组合件, 该组合件由多个辐射检测器组合件构成, 所述组合件优选定位于圆弧周围, 一般在 180° - 360° 的范围内。由可动圆弧或环提供共面 (轴向) 准直, 所述圆弧或环在一角度范围内延伸, 该角度范围类似于辐射检测器组合件 (一般为 180° - 360°) 的角度范围。由光子衰减材料的多个瞄准板或片提供横截面 (纵向) 准直, 所述光子衰减材料保持在固定位置且平行于横贯轴的平面 (与纵轴垂直)。可选择地是, 这些瞄准板可以被透过射线的间隔材料片隔开, 例如发泡苯乙烯 (styrofoam[®]) 或者其它塑料。本发明的某些实施例还包括患者座椅或支撑构件。

图1a和1b示出了本发明最适合于心脏SPECT的优选实施例, 表示系统100的整体构造和患者102的定位。所示的开口104用于患者的进出。在患者胸部右侧上方, 该系统的成象部分106以圆弧形延伸。成象部分包括铅掩蔽壳体, 其内部构成将在下面描述。成象部分支撑在台架108上, 台架108固定在底座110上。成象部分的后面部分与台架一起构成了患者支架的“靠板”。患者坐在可调节座椅112上。该座椅的垂直高度可以调节, 从而能把患者心脏定位到成象设备合适的位置内。这些调节可以通过电动马达、液压设备或其它装置实现。可选择地是该座椅可水平旋转调节, 从而使患者易于从所坐位置进出。台架和底座还可以包括或支撑扫描处理所必须的电子设备以及其它所需的控制器或显示设备。

如图所示, 与现有技术系统不同, 患者通常直立地坐着, 躯体通常是垂直的。本系统更轻的重量、更简单的设计以及减少的体积允许协同进行定位。为了定界的目的, 由成象部分106包围的区域将称为视场。也为了定界的目的, 可以说纵轴延伸穿过视场, 所述纵轴通常与患者的躯体的纵轴对齐。可以说纵轴通常垂直的, 从而把本系统的定位与通常系统区分开来, 在通常系统中, 患者被迫形成水平系统。实际上, 如图所示, 通常垂直纵轴可以在一定程度上倾斜, 以增加患者的舒适度。

图2表示单独检测器组合件150的一个实施例。多个 (通常64个) 单独组件布置在围绕患者的圆弧中。该圆弧在大约 180° - 360° 的范围内延伸。对于心脏SPECT, 优选实施例是大约 180° 。所示实施例是其大小适合于心脏成象的固态检测器组合件。其它检测器组合件的实施例在下面讨论。如图所示, 检测器组

合件152是一伸长的条带。检测器表面的长方形区域表明单个固态检测器元件152阵列，每个检测器元件152包括一个用于数据采集的象素。在该实施例中，检测器元件阵列为一维，也就是1XN，尽管也可以采用二维阵列。多导体条带电缆154把电信号从检测元件传送到处理信号的电子设备。另外，某些处理电路可以与检测器元件构成一体或由检测器元件包封。每个检测器元件152可操作以检测光子是否撞击到它。因此，可操作总检测器150来检测光子是否撞击以及测定光子在沿长度方向撞击的位置。每个检测器元件包括一些半导体材料，例如镉-锌-碲化物，该检测器元件在相对的表面带有电极。在电极之间施加电势。正如本领域技术人员所清楚的，当光子穿过前面电极并与半导体材料相互作用时，小电流在电极之间流过。测定电流以检测光子的撞击。

在某些实施例中，单独检测器元件152的宽度 w 大约为4mm，高度 h 为6mm。先前通过提供固态检测器的尝试都集中在提供更小的检测器元件上。然而，由于可靠地生产固态检测器存在困难，因而更小的检测器元件经常有缺陷，这些缺陷使得整个元件无法使用。在本发明中优选使用的较大检测器元件克服了这个困难，因为缺陷不大可能使较大元件完全不可使用。不过，带有缺陷的元件的灵敏度可能在一定程度上降低。灵敏度的降低可以通过电子设备补偿和/或通过软件处理补偿，该电子设备接收和处理来自检测器的信号。

图3表示用于心脏SPECT最佳实施例的带孔隙的圆弧170。单个辐射检测器组合件172示于圆弧之后以表明相对位置。如图所示，检测器组合件通常平行于纵轴。圆弧170用作光子阻挡件，可以由铅或类似的高衰减材料制造。圆弧170足够高以覆盖位于其后的辐射检测器组合件172。圆弧足够厚（通常大约3mm），基本上使患者释放的光子完全吸收。一系列垂直孔隙槽174穿透圆弧，该孔隙槽174允许光子176穿过槽到达检测器组合件，允许光子176与孔隙槽对齐。通常优选的是，槽平行于患者的纵轴。

图4图示（从上面）了患者视场区180、带孔隙的圆弧182以及检测器组合件184的相对位置。可以看出，这套检测器组合件和带孔隙的圆弧围绕患者同心布置。用于心脏病患者成象的一个典型实施例包括大约64个辐射检测器组合件184，每个组合件184包括单独元件或象素阵列。在一个实施例中，带孔隙的圆弧182的半径 a 大约为30cm并且检测器组合件184的半径 b 大约为40cm。患者视场区的直径 c 大约为50cm，因而很容易匹配在圆弧182内。

提供位移装置，用以相对于检测器184移动带孔隙的圆弧182。正如本领域的技术人员所清楚的，许多不同的方式都可以用来移动带孔隙的圆弧。例如，带孔隙的圆弧182可以通过蜗轮或其它装置连接到电动机，于是它能在围绕患者纵轴的有限角度范围内旋转。正如本领域的技术人员所清楚的，圆弧可以保持固定而只有一个检测器运动。然而，该方式通常比较复杂和昂贵。为了处理来自扫描的信息，本发明也提供了精确确定圆弧位置的装置。正如本领域的技术人员所清楚的，有许多种方式可以提供这种装置，其中包括光学编码器和机械传感器。传感装置也可以用于位移装置的反馈控制。

图5a-c表示单个检测器190和带孔隙的圆弧一小段192的俯视图。这些附图表明带孔隙的圆弧192和在带孔隙的圆弧192的三个不同旋转位置的检测器190的相对位置。在每个位置，孔隙槽194的位置把检测器的响应线限定到如图所示的特定路径196。能够看出，当孔隙槽194在检测器190前面移动时，检测器的视线扇形地扫过患者，从而产生多个响应线或投射。

如图4所示，因为有多检测器184以及多个孔隙槽174（如图3所示），故在带孔隙的圆弧的每个旋转位置处形成多个检测器响应线。图6表示当带孔隙的圆弧204旋转时，从少数检测器202获得的响应线200的小子集。为了简化，孔隙槽本身没有在本图上示出。图示了通过患者胸部的示意性“薄片”206，其表明通过该方式获得的全集心脏投影，其足够X射线断层摄影的再现。

最终所有检测器都能“看穿”一个槽。确定槽间距，从而每个检测器每次仅由一个槽照射。总的光子效率正比于带孔隙的圆弧内槽的数目。因此，槽允许的最大数目 n_{slot} 是带孔隙的圆弧和带检测器的圆弧所跨的角度 Φ_{arc} 以及带孔隙的圆弧上圆弧的最小长度 θ_A 的函数，从而给定的检测器每次通过一个槽将仅能看到患者视场：

$$n_{slots} = \frac{\pi \cdot \frac{\phi_{arc}}{2\pi}}{\theta_A/2} = \frac{\pi \cdot \frac{\phi_{arc}}{2\pi}}{\sin^{-1}\left(\frac{R_0}{R_A}\right) - \sin^{-1}\left(\frac{R_0}{R_D}\right)}$$

其中 R_0 是患者的半径， R_A 是带孔隙的圆弧的半径， R_D 是带检测器的圆弧的半径。带孔隙的圆弧仅需要按槽之间的间隙 Φ_{arc}/n_{slot} 旋转以提供角度投影全集。

总之,带孔隙的圆弧和一套检测器将在横贯轴平面内提供准直的投射数据,但没有在纵向准直。由于该原因,本发明更适于提供一套如图7所示的纵向或横截平面准直器。纵向准直器包括堆状的一系列圆弧形瞄准板220,该瞄准板220如图布置成与检测器222的圆弧构件同心。带孔隙的圆弧在该图中略去了,但是与纵向准直器瞄准板同心。瞄准板更适合相互平行并且通常垂直于患者的纵轴。瞄准板由小厚度(一般小于1mm)的铅或类似的衰减材料构成,并可以被放射线可透过塑料泡沫或类似材料(未示出)的间隔物分开。瞄准板的数目、尺寸和厚度可以根据应用的不同而不同。

图8类似于图7,但是具有另外的带孔隙的圆弧230。可以看出,每个检测器232的每个单独的检测器元件(象素)都有独特的响应线234,该响应线234由带孔隙的圆弧槽236和纵向准直瞄准板238的合成准直效应而射入患者的视场。

该系统的共面分辨率由检测器和带孔隙的圆弧的半径 R_D 和 R_A 、目标与带孔隙的圆弧的距离 $Dist$ 以及槽和检测器元件的宽度 W_{slot} 和 W_{det} 分别决定:

$$\text{分辨率} \approx W_{slot} + \frac{Dist \times (W_{slot} + W_{det})}{(R_D - R_A)}$$

图9绘示本发明相对传统平行孔准直器在不同深度的分辨率。假定带开槽的圆弧系统具有宽为2.4mm槽,宽为4mm检测器以及图4所讨论的其它参数。为其把数据绘成曲线的平行孔准直器具有2.2mm孔径和厚度为3cm的准直器。

对于视场中心的点源,带开槽孔隙的系统的检测效率正比于检测器的立体角 Ω ,所述检测效率基于Rogers(IEEE TIMI, vol. MI-1, pp. 53-68, 1932)而计算如下:

$$\Omega = n_{slots} \frac{1}{R_D^2} \left[\sqrt{r_{obj}^2 - r_D^2} \cdot \frac{1}{R_A} \sqrt{[r_{obj}(R_D - R_A)]^2 - [R_A r_D]^2} \right] f_{det}$$

其中 r_{obj} 和 r_D 分别为半最大值全宽目标和检测器分辨率, p_{det} 为检测器的致集率(packaging fraction), f 为被纵轴准直瞄准板封闭的前区份额。在本发明的构造中, $f = \text{瞄准板厚} / \text{瞄准板间隔}$ 。

当带孔隙的圆弧相对于检测器移到不同位置时，孔隙槽的孔隙宽度将会变化，该宽度为槽与检测器之间角度的正弦值的函数。因为当从槽观测时，检测器的表观宽度也按照类似的函数变化，所以总的检测器效率将会变化，该效率为检测器-槽之间角度正弦值的平方根的函数。精确的函数取决于检测器元件的光子截面（检测器厚度的函数）以及槽孔隙的光子截面。对于一给定检测器，其灵敏度随槽位置的变化很容易绘制出来，该灵敏度可以通过软件的方式准直。该方式类似于在传统的伽马相机内对检测器例行进行一致性准直。

应该注意，当检测器的灵敏度存在非一致性时，相对于在旋转伽马相机 SPECT 系统内能看到的所构造的图象制造物来说，根据公开的方法构建的成象系统是不灵敏的。在此处所描述的系统内，相对不灵敏的象素的降低计数灵敏度在整个图象平面内分布，而不是以传统系统内所看到的构建成“环”或“圆弧”制造物的形式出现。

如图1和4所示，对于最适合于心脏成象的实施例来说，圆弧形成象装置的使用允许患者容易地进入和离开成象系统。然而，当带孔隙的圆弧旋转时，它将稍微地伸入圆弧的开放区域。因此，如图10所示，本发明可选择地提供了装在枢轴上的延伸瞄准板，其被定位在带孔隙的圆弧的一端或者两端上。该图示出了带孔隙的圆弧300的一端，其包括沿其长度方向伸展的延伸瞄准板302。图10a示出了在圆弧运动末端的带孔隙的圆弧300和瞄准板302，图10b在另一个末端示出了它们。延伸瞄准板302通过铰链304可运动地附着到带孔隙的圆弧上。枢轴杆306位于瞄准板的路径上，因而，如图10b所示，当通过带孔隙的圆弧的运动把延伸瞄准板推压到枢轴杆306时，将导致延伸瞄准板转离患者。这将使圆弧或瞄准板伸入的开口最小化，同时保持检测器不受无用的外部辐射干扰。

尽管图2描述了固态检测器元件的一维线性阵列，但是在本发明中也可以提供二维阵列。这些阵列可以整体设备的方式提供，或者可以通过靠近地放置两个或多个一维阵列的方式使这些阵列邻近。成象系统总的灵敏度线性地正比于检测器的有效表面面积。

本发明还为辐射检测器提供了组合的光电倍增管或其它光电检测器。例如固态光电二极管，该辐射检测器由闪烁材料构成，例如碘化钠或者碘化铯。图11示出了闪烁基检测器组合件400的一个实施例。该实施例包括圆柱形晶体402，其由闪烁材料制成并包覆在可透过射线且反光的覆盖物404例如铝内，覆盖物

404在圆柱体两端开口。经过光学耦合材料附着到每一端的是光电检测器，例如光电倍增管、光电二极管或其它光电检测器（未示出）。发生在闪烁材料内的闪烁事件的位置通过两个光电检测器的输出比率确定，因而在检测器内提供了纵向位置传感。该实施例生产成本并不十分昂贵，但是在水平方向具有光子检测效率变化的缺点，这是由于圆形截面上的闪烁材料的厚度变化引起的。这将导致检测器的响应函数偏离纯粹方根函数，从而稍微降低空间分辨率。

图12a-c表示效率更高的基于闪烁器的检测器的一个实施例，该检测器包括长方形条420，该条由闪烁材料制成并包覆在可透过射线且反光的材料422例如铝内。在图12b内，包层在顶部和底部是敞开的，从而允许光电检测器424配置。在图12c所示的另一实施例中，包层在组件的后面是敞开的，从而两个或多个光电检测器426能够附着。在任一情形下，考虑把光电检测器靠近闪烁材料的端部，从而使它们能定位闪烁事件的位置。

图13示出了一块闪烁器材料430，其有一梯形截面并且包覆在反光材料432内，这类似于前面的附图。与图12a-c的实施例类似，光电检测器可以附着到组件的顶部或者底部或者后面。拥有梯形截面的实施例具有辐射入射面更均匀的优点，但是制造成本较高。也就是说，以一定角度到达前表面的辐射依然碰撞（encounter）闪烁器材料的全部深度。

如上所述，X射线断层摄影术系统的轴向分辨率直接取决于检测器宽度。特别是，较窄的检测器增加了该系统的轴向分辨率。然而，当检测器宽度减小时，光子检测效率降低，因为撞击窄检测器前表面的光子在转储他们所有的能量之前可能散射出检测器材料。根据本发明，由闪烁材料制成的高分辨率的伸长条带的效率可以通过掩蔽其部分前表面而提高。图14a示出了基于一块长方形闪烁材料的检测器外形440。图14b示出了基于一圆柱形闪烁材料的检测器外形442。图14c示出了基于一梯形截面闪烁材料的检测器外形444。在每个这些实施例中，除了反射包层446外，闪烁器还包覆在铅、钨或者类似高衰减材料的掩蔽层448内。这些外部掩蔽或屏蔽层被构造成具有窄的垂直的开口450，该开口450的尺寸是检测器截面所要求的。一旦光子穿过该开口并撞击到闪烁器，在较大体积的闪烁器内更可能发生进一步的散射，而不是在闪烁器材料之外散射，该较大体积的闪烁器位于掩蔽层448内的开口450之后。如果需要，另外一层低-Z材料（未示出）可以插入包层和掩蔽层之间，从而吸收掩蔽层448发出的二次铅X射

线。正如本领域的技术人员所清楚的，图14a-c所示的检测器提高了较宽检测器的效率，该较宽检测器具有较窄检测器的较高分辨率。类似的掩蔽层能够应用到固态检测器，例如图2所示，从而产生类似的优点。

参见图17，类似的掩蔽方法可以应用到二维闪烁材料以形成具有上述优点的检测器452。特别是，一块闪烁材料454有铅掩蔽层，其以条带456的形式应用到闪烁材料454的表面。留下窄的垂直开口458以允许与开口对齐的光子进入。类似于图14a-14c的实施例，这提高其精度。光电检测器459位于闪烁材料454之后，通过例如“Anger 逻辑”的方式，其能够检测光脉冲发生的位置。因为部分表面被掩蔽，所以电子设备“知道”光子并没有撞击在掩蔽区域，因而能更精确地测定撞击的位置。实际上，检测器掩蔽表面某一部分将减少给定光脉冲位置的不确定性，因而允许其位置被更加精确和准确地测定。

图15示出了条形的被掩蔽检测器组合件460的详细结构，正如先前附图所描述的，但是具有光电检测器462，通过使用光学耦合材料464，该光电检测器462附着在后面。类似的掩蔽结构可以和固态检测器组合件一起使用。正如本领域的技术人员所清楚的，各种型号的光电检测器有点昂贵。因此需要减少所需的数目。根据本发明的另一实施例，一对光纤可以连接到每个闪烁基检测器上，其中一根光纤连接检测器的一端。光纤可以连接到顶部和底部，或者连接到邻近顶部和底部的后面。然后将光纤敷设到具有位置灵敏度的光电倍增管上。这些容易买到的多通道光电倍增管能够为横跨单个管表面的多个位置提供清晰的输出。于是这些光电倍增管能传感到来自不同检测器的多根光纤的光脉冲。通过这种方式，光电检测器的总数可减少。类似的方法可以应用到二维闪烁基检测器。多根光纤可以把光引导到多通道检测器，而不是使用安装到材料后面的光电检测器。

如上所述，形成基于闪烁器的检测器核心的多块闪烁材料包覆在可透过射线且反光的材料例如铝内。这增加了光检测器可觉察光脉冲的亮度。然而，在某些情况下，这种反射率可能使光检测器在确定光子撞击闪烁材料的纵向位置时的能力受到干扰。因此，减少闪烁材料的一或多个表面的反射率可能是有利的。为了该目的，在包覆之前，表面可以是粗糙的，包层在某些区域可以是粗糙的，或者较低反射率涂层也可以应用到闪烁材料或包层上。另外，可能需要改变反射器长度方向上的反射率。例如，在沿检测器的长度方向上，闪烁材料

一个表面上的粗糙条带可以变化宽度。该条带在中心可很窄，以保持高反射率，以及在端部附近较宽，以降低反射率。

如果检测器组合件的间隔稀疏，那么在本系统提供的角度样本的图案中能看到间隙。这些间隙的重要性取决于当带孔隙的圆弧移动时获得的数据角“仓”(bins)的数目。另外，由不完全角样本导致的任何制造物的重要性取决于临床位置。如果这些制造物是不适宜的，本发明可选择地提供在有限角度范围内旋转检测器500的圆弧的装置(图16)，这种运动既可以连续发生也可以有限数目的分离步骤的方式发生。带检测器的圆弧的运动范围等于检测器之间的间距。在检测器运动的每一步骤，带孔隙的圆弧504在运动506的范围内运动。以这种方式，即使在检测器稀少的情況下也可获得角度投影的全集。

作为另一个替代的实施例，可以提供根据本发明的X射线断层摄影术系统，并且减少检测器的数目，从而降低系统成本。该系统或者将具有降低的分辨率或者将获得增加的扫描时间。接下来，可以在现有的检测器之间的位置增加额外的检测器而升级该系统。

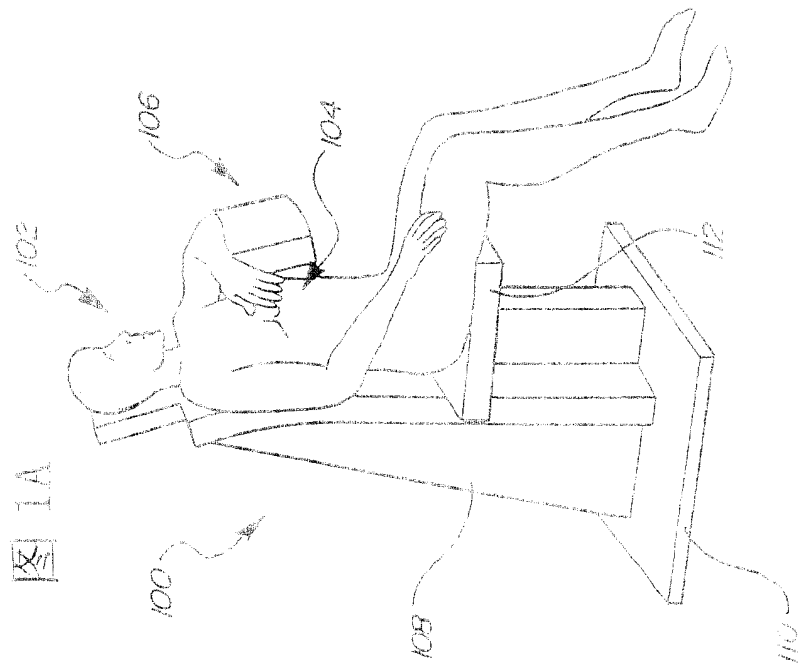
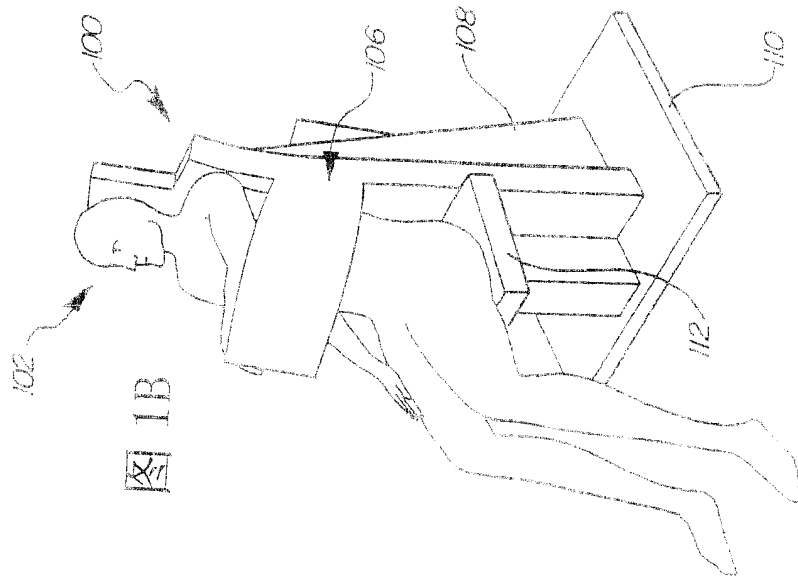
本发明前面描述的实施例已经特别指出：检测器、准直器和阻挡件中的每个都是弧形的。正如本领域的技术人员所清楚的，其它形状也是可能的。例如，检测器可以设计为矩形或正方形。阻挡件和准直器形状可以相同。作为另一个实施例，各套条带或者二维检测器可以在围绕视场的不同位置布置成直排。该方式如图18所示，在该图中使用了二维检测器520。每一排检测器520有一阻挡件522，其以直片的形式位于检测器520的前面。阻挡件522具有孔隙，例如槽524。该槽524由阻挡件522确定，阻挡件按照箭头D所示的方向移动，从而使线或者响应扫过视场。正如本文其它实施例所讨论的，还可以提供准直器。作为另一个的替代实施例，条状的或者二维的检测器可以按照图18所示布置，可以使用圆弧或环形阻挡件。这种布置或者图18的布置可以覆盖 180° - 360° 之间的圆弧。在这些实施例中，如果使用二维检测器，传统的二维大检测器，例如在伽马相机中使用的二维大检测器，可以分成几个检测器，优选地是4个，从而为这些实施例提供所需的较小的二维检测器。这减少了部件的总成本。

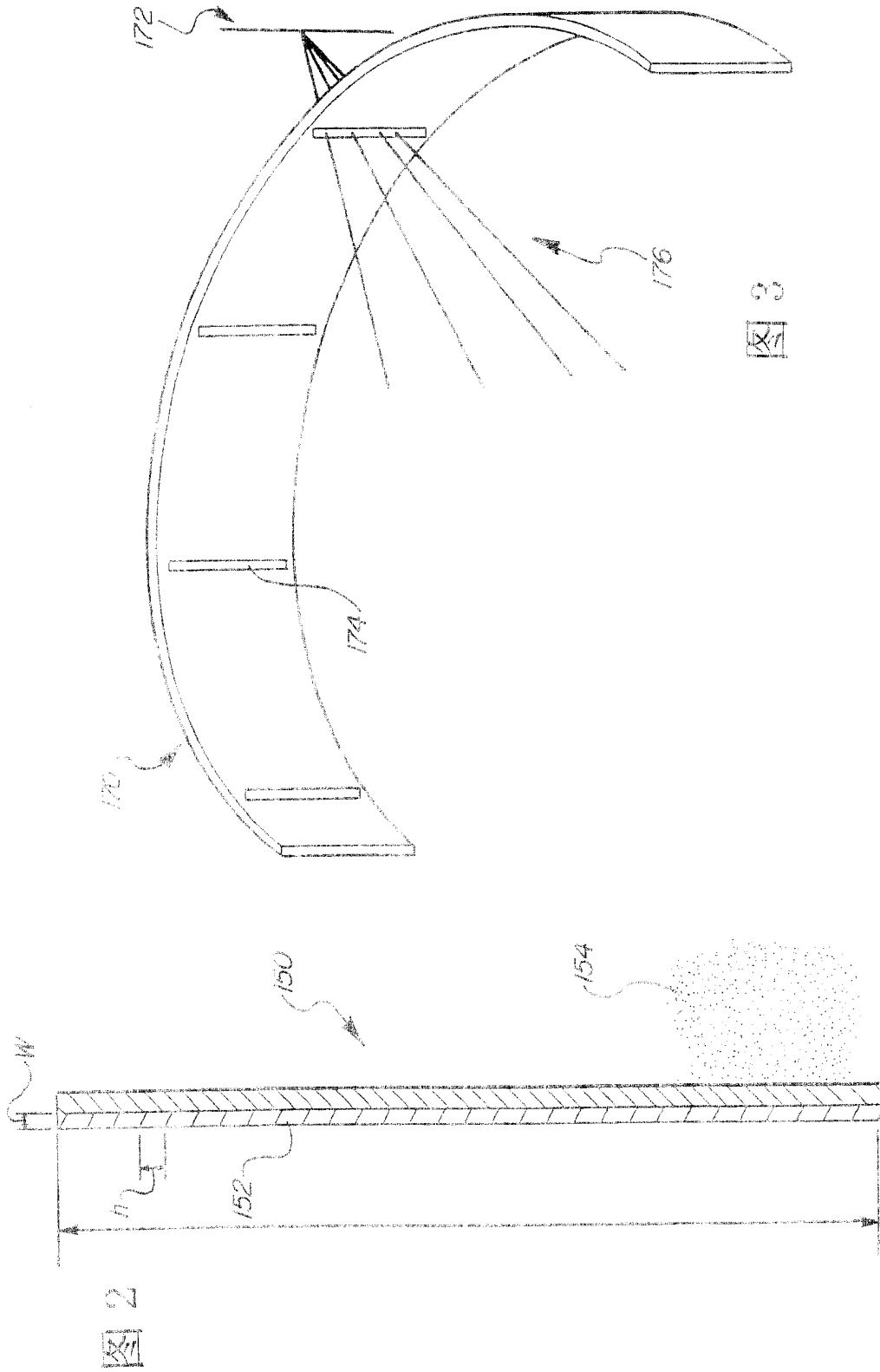
先前描述的X射线断层摄影术系统的实施例最适合于心脏的应用。然而，本发明也非常适合于扫描身体的其它部分。头和胸部扫描就是两个例子。对头部扫描来说，成象部分完全包围大小与头部合适的视场。阻挡件是一个孔隙环。

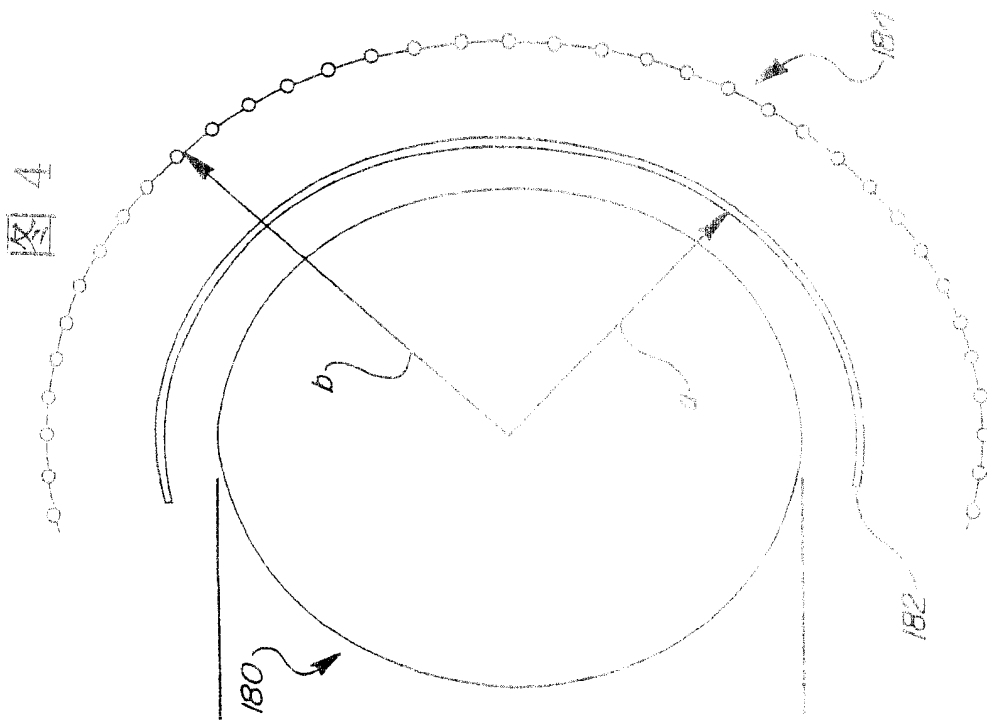
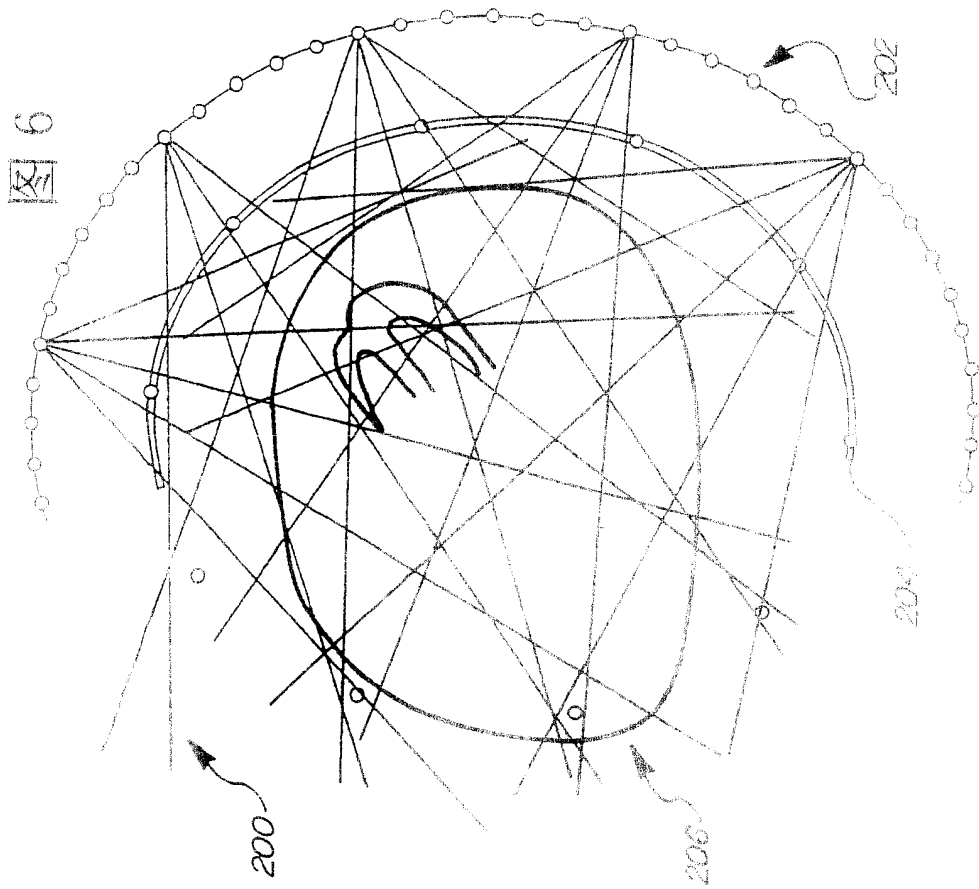
准直器和检测器是围绕孔隙环的同心环。成象部分可以垂直定位或者水平定位。对胸部扫描来说，该系统类似于成象部分完全包围视场的头部扫描。优选地是对成象部分进行定位从而使得开口通常垂直。在扫描过程中，对患者进行定位，从而使其胸部悬垂进入开口。

本发明的系统可以包括其它附件，这取决于其应用。例如，在对心脏病患者的使用中，可能需要挤压患者心脏，这可以通过患者进行练习来完成。为了该目的，本系统可以包括自行车测力计，该测力计既可以是永久性的也可以是可拆卸的。另外，本系统可以包括心电图和/或嵌入式心脏去纤颤器。另外，可以包括或者附加静脉内注入泵。

对本领域的技术人员来说，所公开优选实施例的其它变化是显而易见的。所附的、包括所有等效的权利要求，确定了本发明的范围。







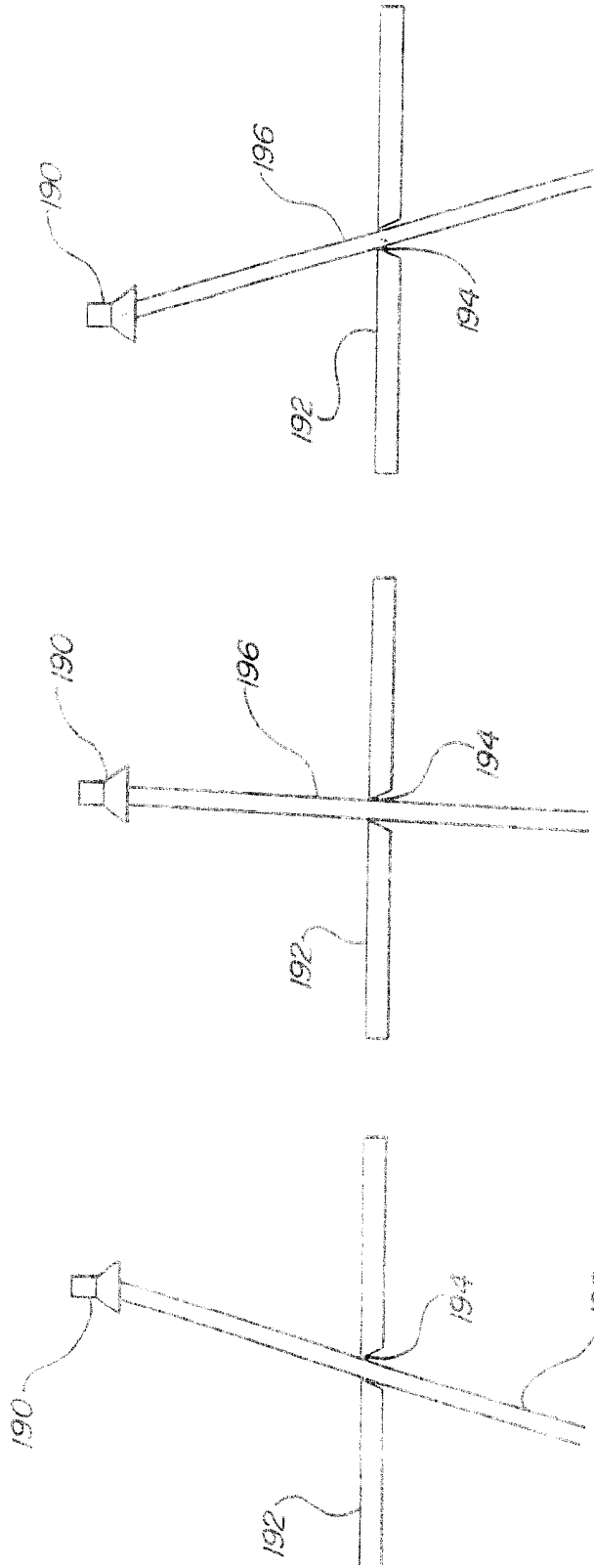


图 5C

图 5B

图 5A

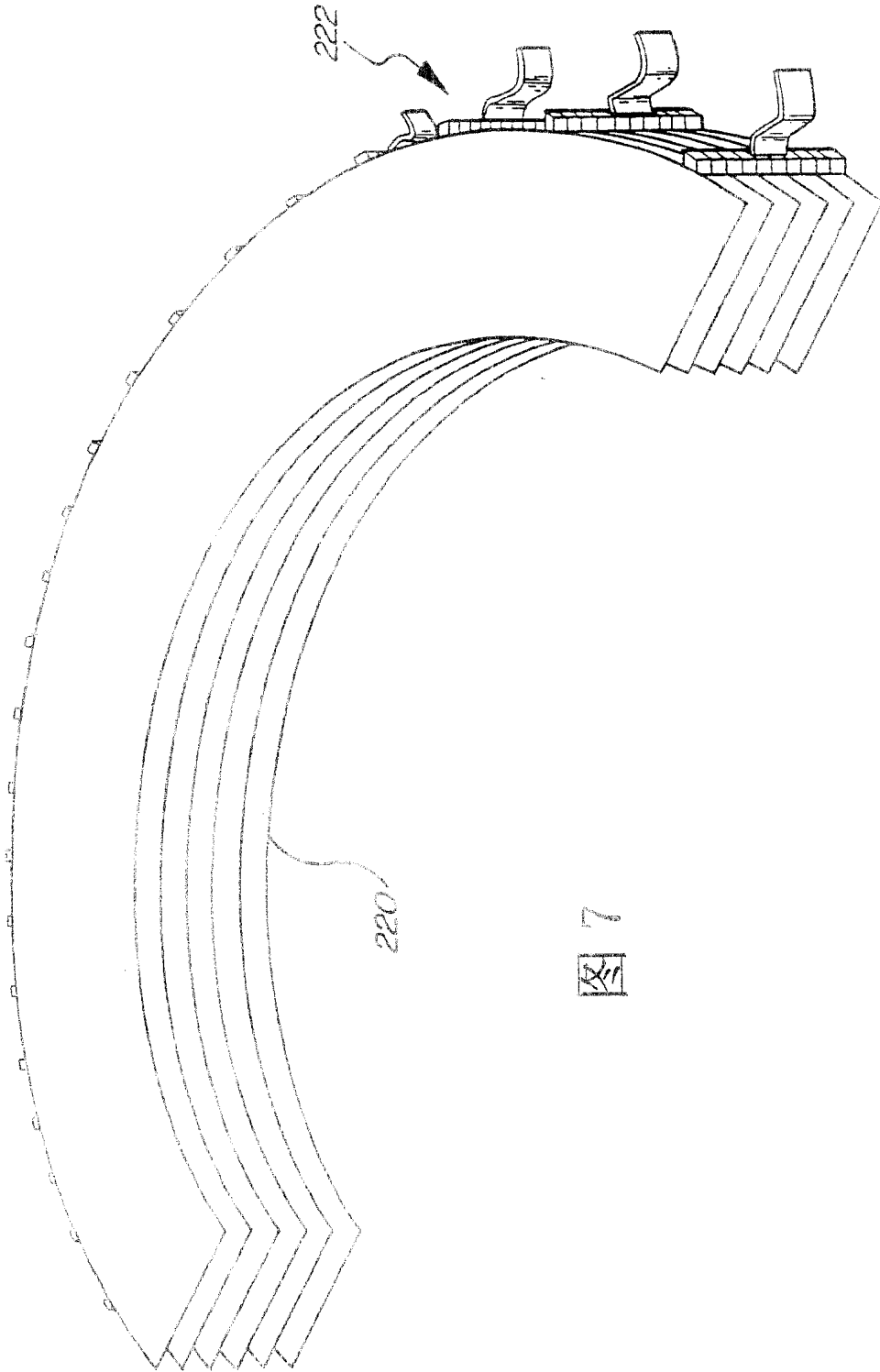
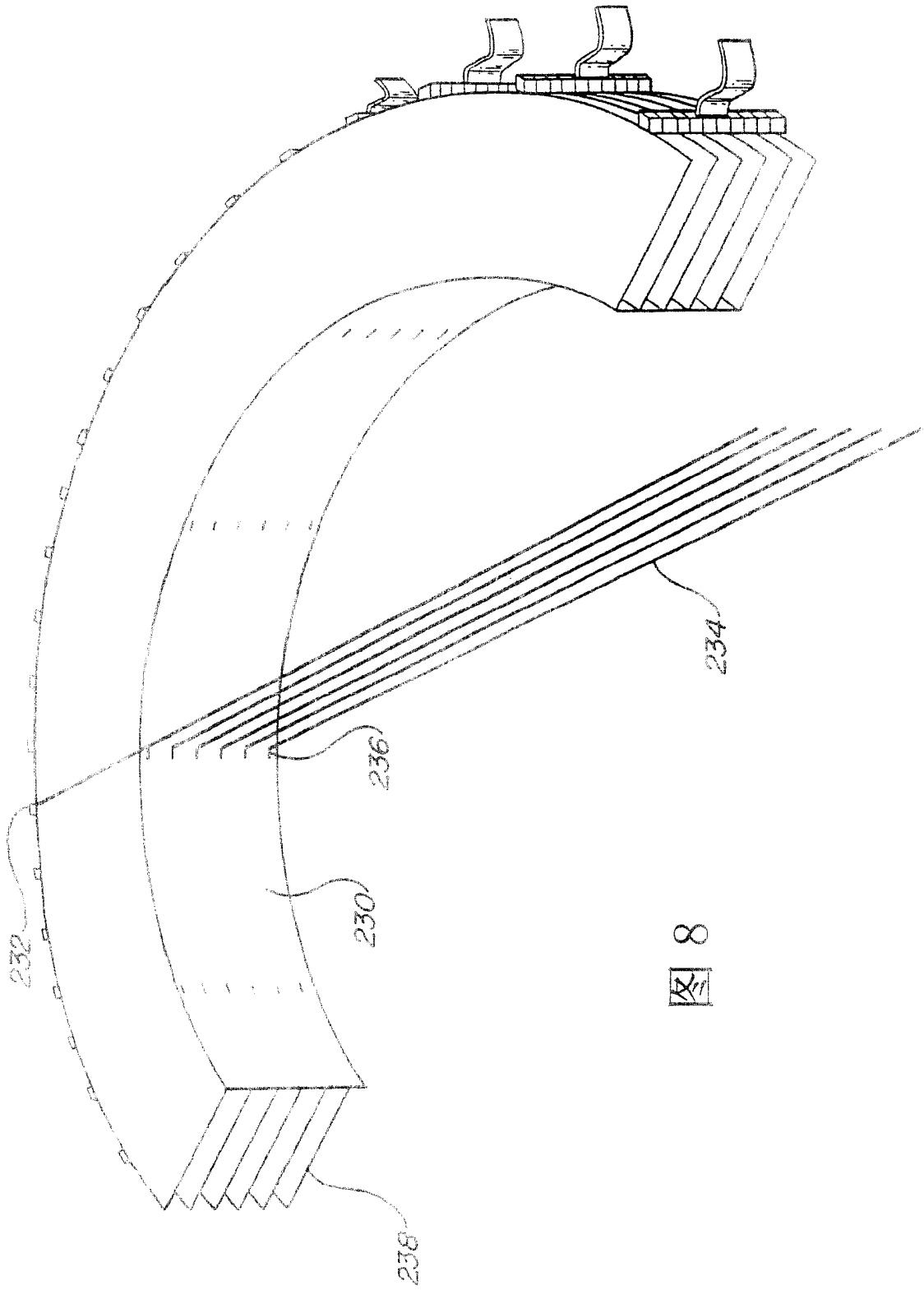


图 7



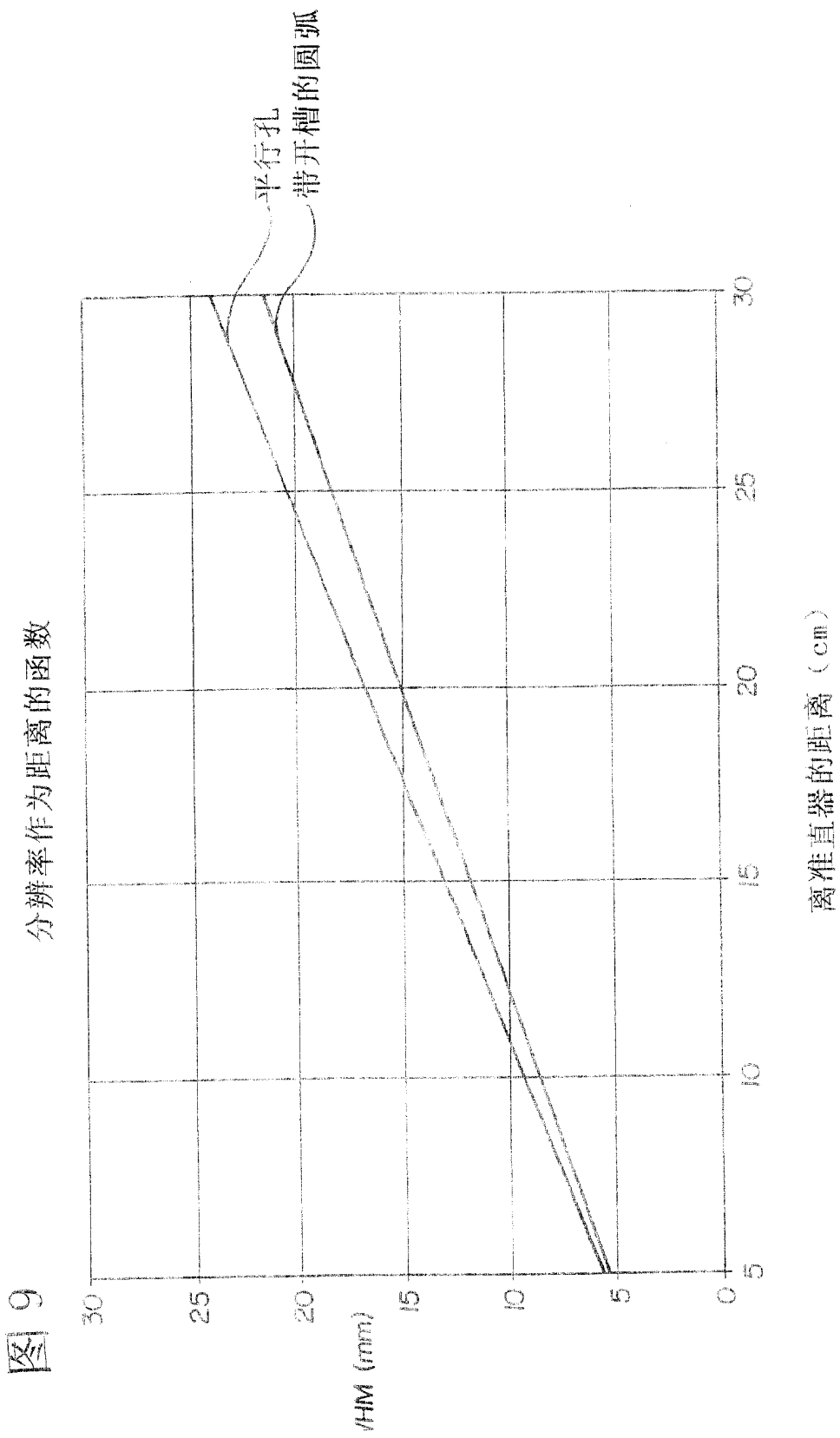
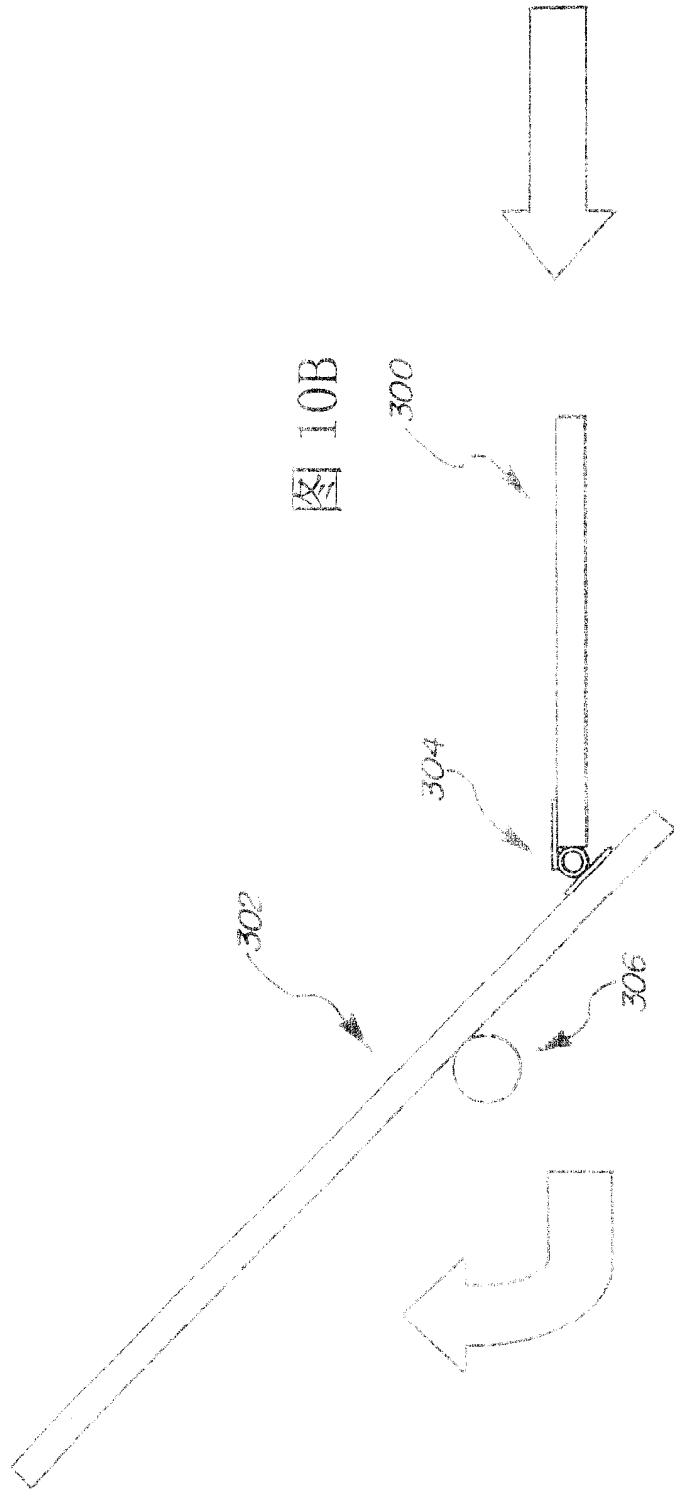
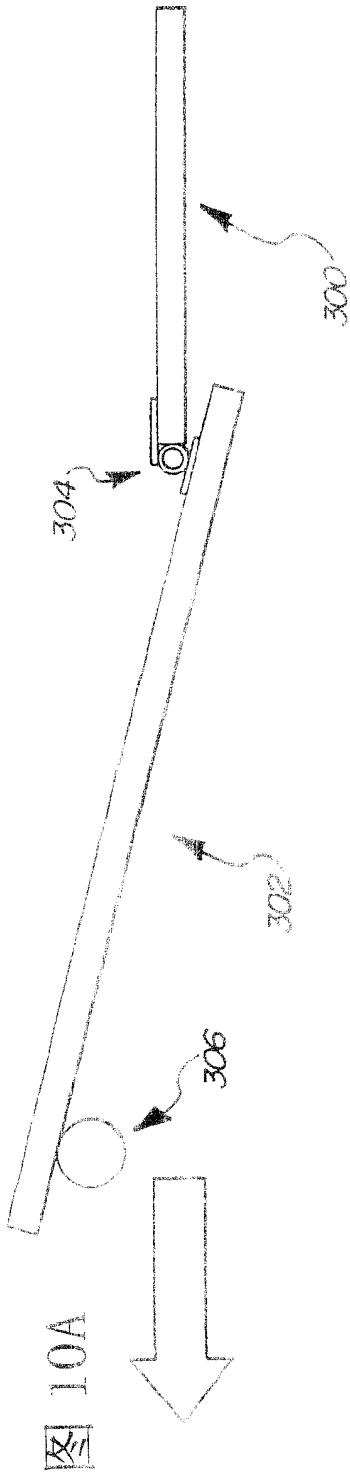
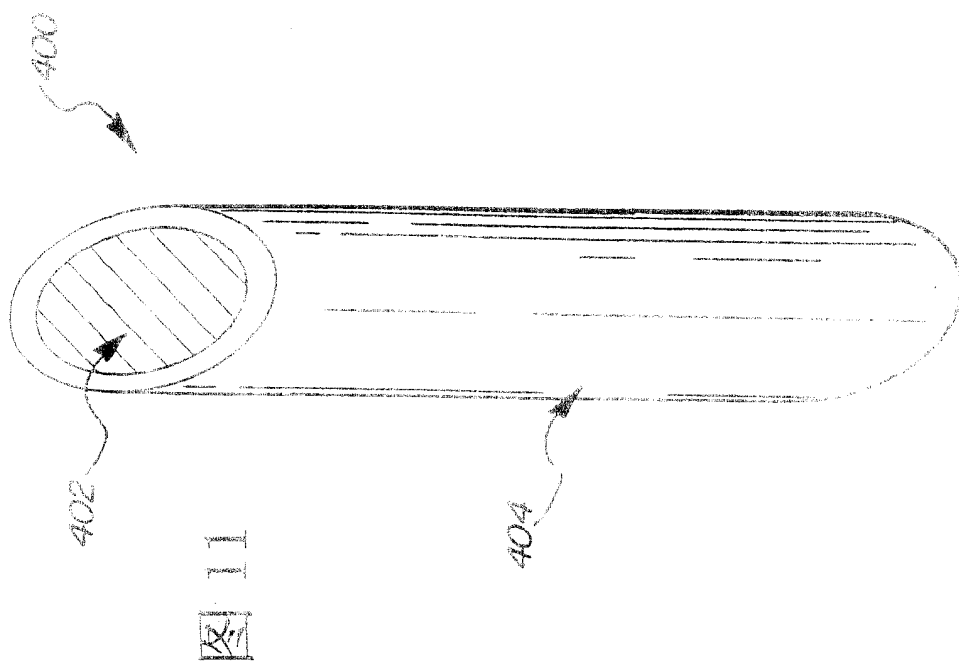
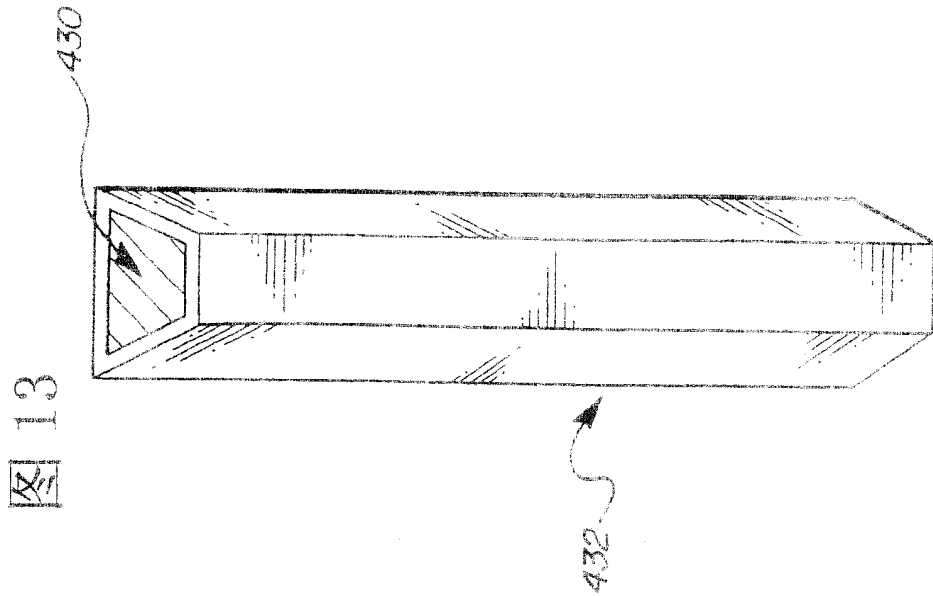
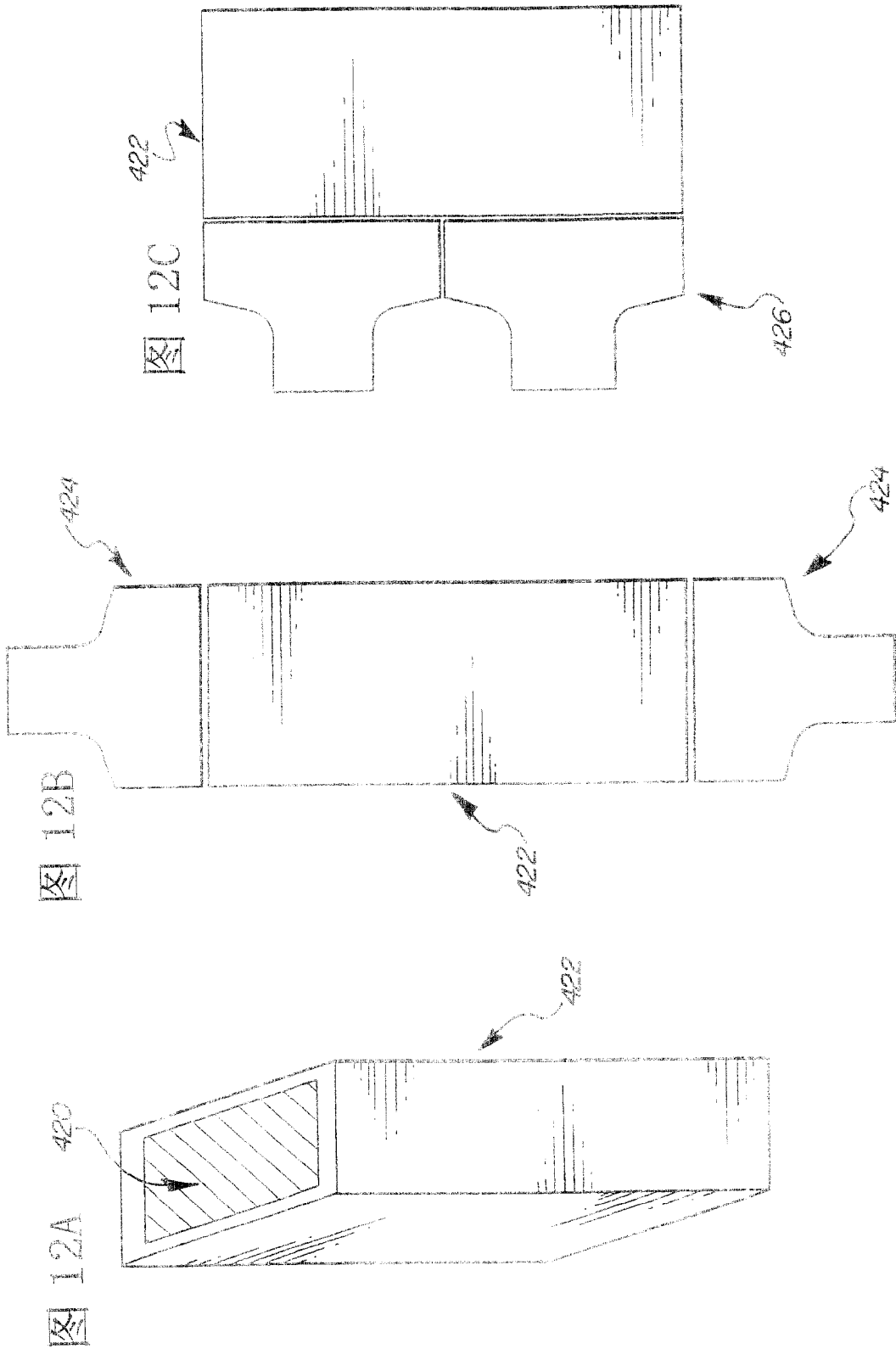
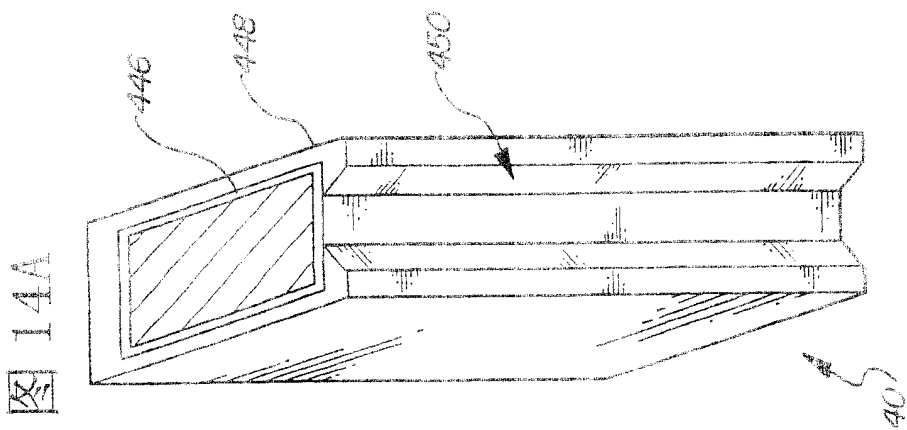
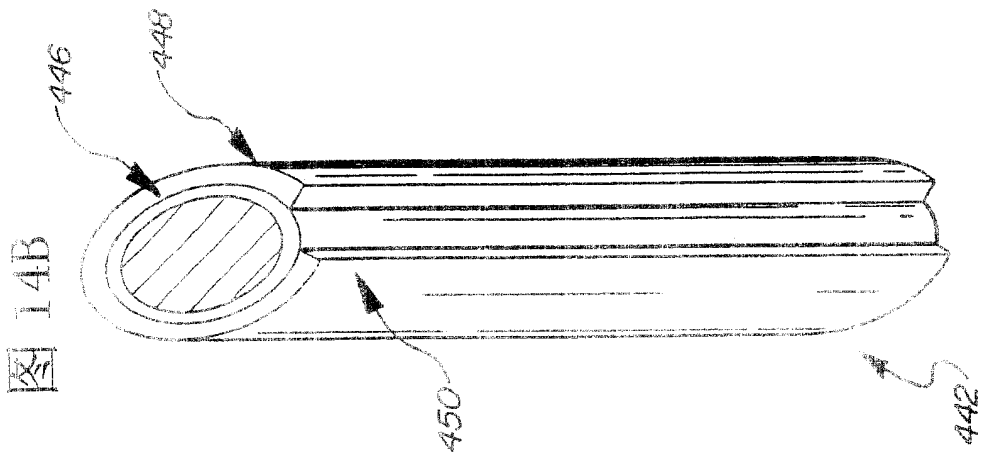
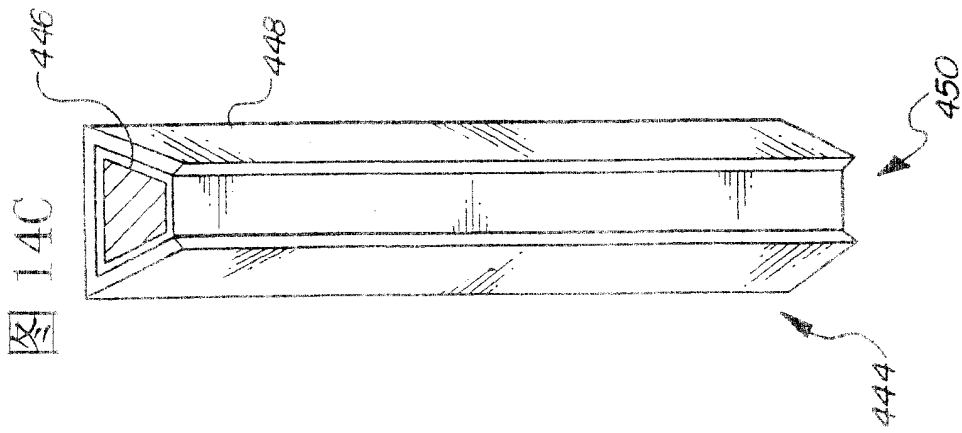


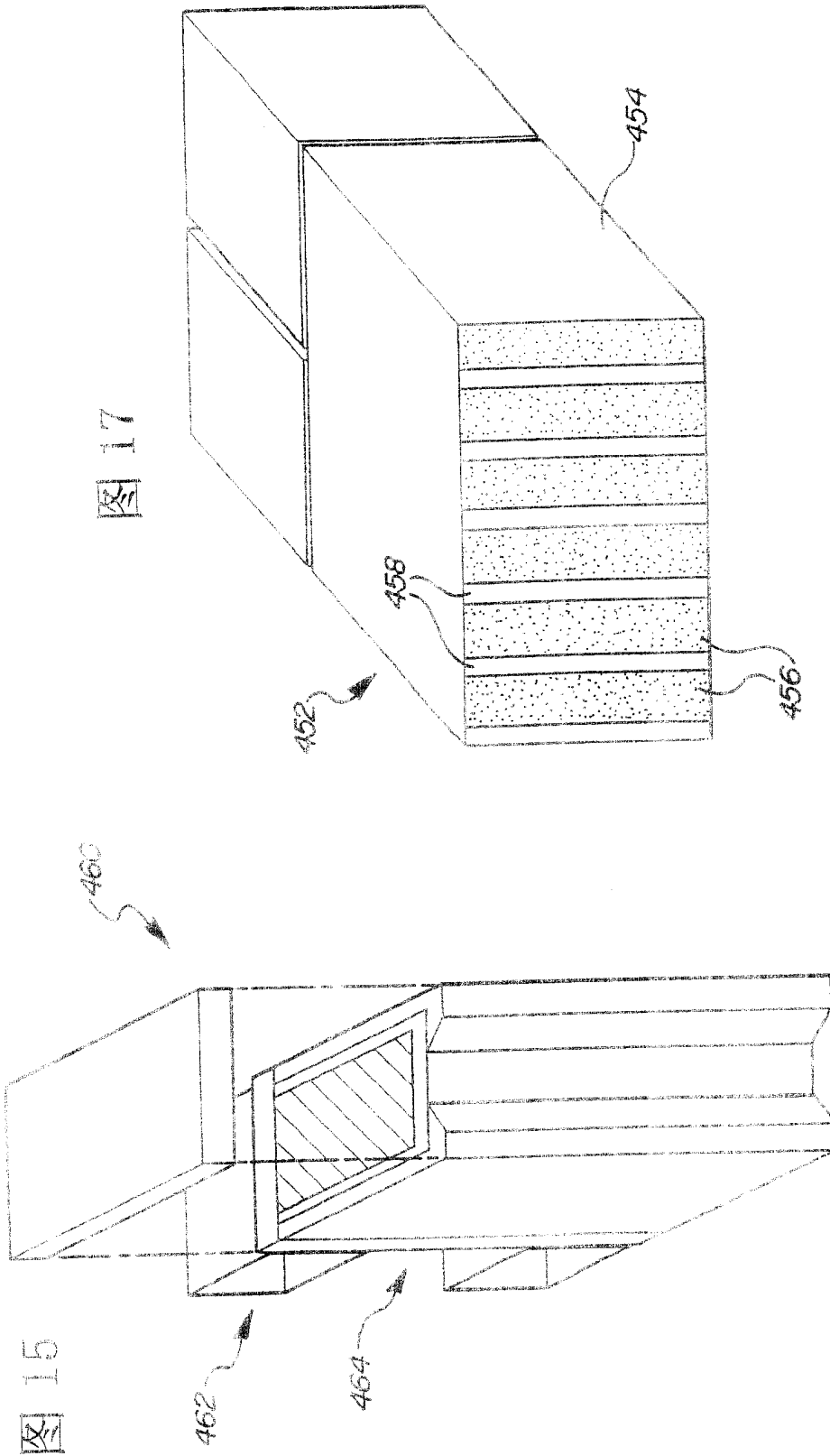
图 9











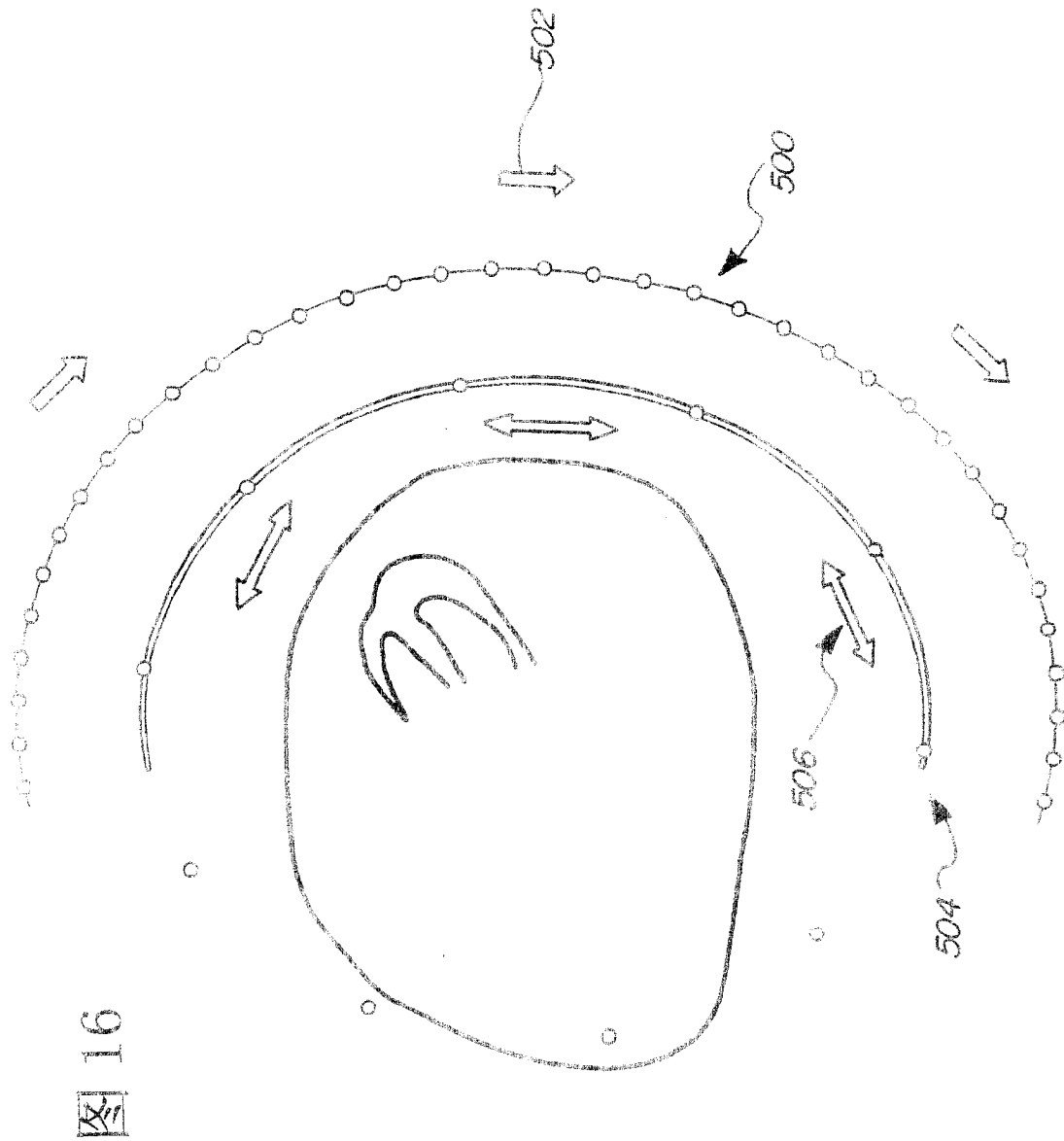


图 18

