

[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 02820378. X

[43] 公开日 2005 年 1 月 26 日

[11] 公开号 CN 1571648A

[22] 申请日 2002. 10. 14 [21] 申请号 02820378. X

[30] 优先权

[32] 2001. 10. 15 [33] US [31] 09/978,115

[86] 国际申请 PCT/IB2002/004248 2002. 10. 14

[87] 国际公布 WO2003/032835 英 2003. 4. 24

[85] 进入国家阶段日期 2004. 4. 15

[71] 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

[72] 发明人 V·拉斯彻 J·鲁特詹斯

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

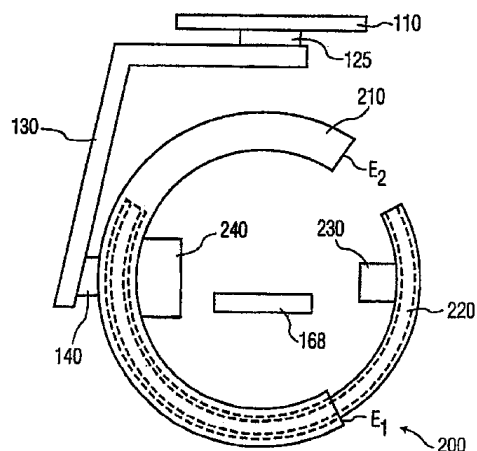
代理人 崔幼平 黄力行

权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 8 页

[54] 发明名称 介入式体积扫描

[57] 摘要

一种 C 臂式 X 射线系统，其包括：X 射线源；X 射线检测器；以及支承 C 臂机构，其包括外 C 臂和内 C 臂。该 X 射线源和该 X 射线检测器相对地设置在该内 C 臂上。该内 C 臂环形地自动地被驱动到该支承 C 臂的第一端的外侧并且进入该支承 C 臂的第二端，由此封闭常规 C 臂式 X 射线系统中通常存在的间隙。这种结构使得该 X 射线源和该 X 射线检测器旋转整个 360 度的循环，以便在检查过程不移动患者的情况下实现放射检查和 CT 过程，(即对于这两个应用场合中在共用框架中检测患者)。



ISSN 1008-4274

1. 一种 C 臂式 X 射线系统, 其包括:

X 射线源;

X 射线检测器; 以及

- 5 包括间隙的支承 C 臂结构, 该 C 臂结构还包括支承 C 臂和内 C 臂, 该 X 射线源和该 X 射线检测器相对地设置在该内 C 臂上, 其中该内 C 臂设置在该支承 C 臂内并且在设置于该支承 C 臂内的至少一个轮结构上悬伸;

10 其中, 该内 C 臂环形地自动地被驱动到该支承 C 臂的第一端的外侧并且进入该支承 C 臂的第二端, 由此封闭该间隙并使得该 X 射线源和该 X 射线检测器旋转整个 360 度, 以便在检查过程不移动患者和/或不重新构建系统部件的情况下实现放射检查和 CT 过程。

2. 如权利要求 1 所述的 C 臂式 X 射线系统, 其特征在于: 其还包括装接到该支承 C 臂上的轴承组件。

- 15 3. 如权利要求 1 所述的 C 臂式 X 射线系统, 其特征在于: 其还包括可滑动的覆盖件, 以便在连续旋转过程中当内 C 臂延伸以完全覆盖该间隙时该覆盖件覆盖该内 C 臂。

4. 如权利要求 1 所述的 C 臂式 X 射线系统, 其特征在于: 该支承 C 臂包括至少两个分开的部件。

- 20 5. 如权利要求 4 所述的 C 臂式 X 射线系统, 其特征在于: 所述两个部件在长度上是相等的。

6. 如权利要求 1 所述的 C 臂式 X 射线系统, 其特征在于: 其还包括用于在该支承 C 臂内支承该内 C 臂的支承机构。

- 25 7. 如权利要求 6 所述的 C 臂式 X 射线系统, 其特征在于: 该内 C 臂的第一端至少是渐缩, 并且该支承 C 臂的对应端部至少是漏斗形的, 以便接收所述减缩的内 C 臂的第一端。

8. 如权利要求 6 所述的 C 臂式 X 射线系统, 其特征在于: 该支承机构包括至少一个驱动轮。

- 30 9. 如权利要求 6 所述的 C 臂式 X 射线系统, 其特征在于: 该内 C 臂包括齿轮缘, 而该支承 C 臂包括至少一个齿轮。

10. 如权利要求 9 所述的 C 臂式 X 射线系统, 其特征在于: 所述至少一个齿轮装接到在一个轴上的一对小轮上。

11. 如权利要求 10 所述的 C 臂式 X 射线系统，其特征在于：所述轴固定到弹簧结构上，以便将该至少一个齿轮保持在距第二对轮的有效距离处。

12. 一种 C 臂式 X 射线系统，其包括：

5 X 射线源；

X 射线检测器；以及

10 支承 C 臂和内 C 臂，该 X 射线源和该 X 射线检测器相对地设置在该内 C 臂上，其中该内 C 臂构造在该支承 C 臂内并且在设置于该支承 C 臂内的至少一个轮结构上悬伸，使得该内 C 臂环形地自动地被驱动到该支承 C 臂的第一端的外侧并且进入该支承 C 臂的第二端，由此封闭间隙以形成封闭环，所述至少一个轮结构允许该内 C 臂周期性地连续地旋转 360 度。

13. 如权利要求 12 所述的 C 臂式 X 射线系统，其特征在于：该 X 射线源和该 X 射线检测器安装在该内 C 臂内。

15 14. 如权利要求 12 所述的 C 臂式 X 射线系统，其特征在于：该 X 射线源和该 X 射线检测器至少旋转 360 度，以便在检查过程不移动患者和/或不重新构建系统部件的情况下实现放射检查和 CT 过程。

15. 如权利要求 1 所述的 C 臂式 X 射线系统，其特征在于：该 X 射线源和该 X 射线检测器安装在该内 C 臂且相隔大致 180 度。

介入式体积扫描

发明背景

- 5 本发明涉及 C 臂式 X 射线系统，尤其涉及一种具有整个体积成像能力以便用于介入式过程的 C 臂式 X 射线系统。

在现有技术中各种 C 臂式 X 射线系统和装置是已知的。例如，用于引证结合于此的德国专利 DE19839825 C1（以下称为专利'825）披露了一种图 1A 所示的 X 射线装置，其包括圆形的支承组件 1。该圆形的支承组件包括 C 形臂或第一环部段 4。第一环部段 4 借助于第一轴承组件 9 装接到圆形的支承组件 1 上，并且其还包括设置在患者 7 的相对两侧的 X 射线源 2 和 X 射线检测器 3。专利'825 的 X 射线装置还包括装接到第二轴承组件 12 的第二环部段 5 和顶板导轨 13。

- 15 专利'825 所述的装置的圆形支承组件 1、第一轴承组件 9、第一环部段 4、X 射线源 2 和 X 射线检测器 3 可用于进行常规的放射检查。第二环部段 5 可围绕切向枢轴枢转，以便使第二环部段 5 与第一环部段 4 对准。这使得（当装接并对准时）X 射线源 2 和 X 射线检测器 3 可围绕患者 7 以 360 度旋转。因此，该专利'825 所述的装置具有作为计算机断层造影装置以及作为常规的 C 臂式放射检查装置来工作的能力。

- 25 然而，专利'825 所述的装置具有其局限性。特别是，在执行 CT（计算机 X 射线断层造影）模式的操作之前，第二环部段 5 必须与第一环部段 4 机械地对准并接触，并且插入到（即装接到）第一环部段 4 中。这需要机械棒 28 装配到构造在第二环部段 5 内的棒眼 29 中，如图 1A 所示。

螺栓 30 插入到至少一个机械棒 28 的螺栓孔中，以便锁定该第一和第二环部段。因此，实施这种连接需要在该环部段的对准和锁定在一起的过程中付出较大的努力。

- 30 而且，顶板 13、第二轴承组件 12、和卧台组件 6 占据较大的体积，在介入式医疗过程中这肯定将妨碍技术人员使用该结构来进行常规的放射检查和 CT 扫描。由于该结构本身，患者 7 难以进入到特定的位置，并且需要锁定该第一和第二环部段的必要元件。

专利'825 还包括两个另外的技术方案, 以便通过其原有的旋转整个 360 度的能力来实现闭合圆周(环)。即, 专利'825 还包括使用两个交错的 C 形弧段的实施例(图 5-11)。

5 专利'825 的另一实施例构造成使用两个通过铰接件垂直连接的 C 形弧段。

以上每一实施例(三个引入方式)均涉及形成实施 360 度旋转的刚性圆周或环。该基本的构思采用了 C 型标准支承件(专利'825 的图 1 中的附图标记 16), 并且简单地将管与检测器(专利'825 的图 1 中的附图标记 4)之间的 C 形连接的旋转范围从 180 度(见图 1)增大到 360 度(见图 2、7、10、11、14)。

15 该管与检测器支承在两侧上(见图 2)或在仅单侧上(静止)。如果专利'825 的第一实施例限制为该管-检测器整体围绕患者轴线(管轴线)旋转, 以上所述的第二和第三实施例基本上提供了整个 360 度的自由度, (当然这在由该专利给出的限定范围内)。也就是说, 通过允许选择旋转轴线, 使得该封闭圆周或环的支承件围绕水平旋转轴线(10)或甚至围绕垂直旋转轴线(11)才能实现 360 度的自由度。

20 如果以上的第一实施例需要附加的占用空间的组件(5、14、13、15), 则方案 2 和 3(至少在一定范围内)不需要大型的附加组件。因此, 在放射检测模式中, 从应用(功能)的角度来看, 该系统几乎等于只能进行放射检测的系统。由专利'825 提出的所有方案的主要缺点在于, 当在放射检查与 CT 模式之间相互切换时, 需要重新构建该系统。

本发明的发明目的和发明简述

25 因此, 对于本领域的普通技术人员来说, 所希望的是提供一种 C 臂式 X 射线系统, 其中第二 C 臂元件可用于封闭在主 C 臂或支承 C 臂内的间隙以便形成封闭环, 从而克服现有技术的例如专利'825 所述的 C 臂式 X 射线系统的缺陷。

30 因此, 本发明的一目的在于提供一种 C 臂式 X 射线系统, 其支持带有整个范围适应性的整个体积成像能力, 这是在放射检查和 CT 模式的操作之间切换时不需要重新构建系统的介入式过程所需的。

本发明的另一目的在于提供一种 C 臂式 X 射线系统, 其中 C 臂机构的内“C”件由外“C”件来操作并引导, 以便使得安装在 C 臂机构

的内 C 臂上且相对地设置的 X 射线源和 X 射线检测器可 360 度旋转。该结构在不需例如在现有技术的专利 825' 所述的常规的刚性 C 臂支承件的情况下可进行操作。

- 5 必须注意,即使在生锈的情况下,内“C”臂也不固定到支承“C”臂上。使用的术语“稳定”、“封闭环”等不意味着内 C 臂固定到支承 C 臂上。即,两个“C”型件本身具有实施 360 度旋转的可能性,并不需要之前构建辅助的封闭环。

10 本发明的另一目的在于提供一种 C 臂式 X 射线系统,其可提供一种在不需移动患者的情况下从任何角度获得患者的 X 射线投射的简单且便捷的方法。

本发明的另一目的在于提供一种 C 臂式 X 射线系统,其提供了一种在不需将患者从一个装置移动到另一装置的情况下在 CT 和放射检查应用(例如血管造影)之间切换的简单且便捷的方法。

- 15 本发明的另一目的在于提供一种 C 臂式 X 射线系统,其提供了一种在 CT 和放射检查应用(例如血管造影)之间切换同时使患者相对于(包括在该系统内的)构架保持在共用的框架中的简单且便捷的方法。因此,在两个应用中获得数据使得组合的数据可实现附加的、以前不能获得到的诊断信息,以及在介入式过程中容易地进入患者体内。

- 20 本发明的另一目的在于提供一种 C 臂式 X 射线系统,其中第一支承 C 臂(例如 210 度弧长)包括内 C 臂(例如至少 150 度弧长),该内 C 臂可自动地延伸以封闭在支承 C 臂内的该间隙,并使得 X 射线源和相对设置的 X 射线接收器旋转整个 360 度。

- 25 支承“C”件的弧长确定了间隙尺寸(支承“C”件的 360 度弧长)以及患者的进出性。其必须为 180 度加上与内“C”件重叠部分的 1/2。该内“C”件必须具有至少 180 度,至多与支承“C”件的弧长相同,除非间隙尺寸减小。为了使得该结构尽可能的稳定和具有刚性,内“C”件应当具有其最大的弧长。两个弧长应当相同,并且在稳定性与患者的进出性之间折衷。优选的实施例对于 150 度间隙构造成大约 210 度的弧长。
- 30

本发明的另一目的在于提供一种 C 臂式 X 射线系统,其中构造在第一支承 C 臂内的第二 C 臂件从在第一 C 臂内支承机构(位于第一端)

延伸，以便封闭该间隙并重新进入该第一C臂的相对（第二）端。

本发明的另一目的在于提供一种C臂式X射线系统，其中“C”件可延伸整个360度，这包括借助于位于其每一端部的驱动机构从而离开/进入支承C臂的每一相对端的内C臂件和支承C臂，提供了在检查过程不需移动患者且不需重新构建系统的情况下实现CT和放射检查模式的系统操作的能力。

本发明的另一目的在于提供一种C臂式X射线系统，其中设置在支承C臂内的内C臂可通过在该支承C臂内使用在其内、外表面上的齿轮缘从而延伸整个360度（圆周），该齿轮缘提供了使得安装在封闭环上的直径方向相对的X射线源和X射线检测器移动旋转的装置。

附图简述

本发明的以上的和其它的细节方面将在下文中参照以下附图详细描述，在附图中：

图1A是现有技术的德国专利DE19839825（专利825'）所述的X射线装置的示意图；

图1B是用于在现有技术专利825'所述的X射线装置中形成封闭环的插塞和插座；

图2是标准的现今使用的X射线装置的示意图；

图3A和3B是依据本发明的原理构造的C臂式X射线系统的示意图，其分别示出了其内C臂在延伸超过间隙“C”之前和之后的情况；

图4A和4B是图3A和3B所示的C臂式X射线系统的替代实施例的示意图；

图5是本发明的C臂式X射线系统的另一替代实施例的示意图；

图6A和6B是本发明的C臂式X射线系统的稳定运行所需的轮结构的两个实施例的平面图；以及

图7是用于本发明的C臂式X射线系统的支承C臂的进入端、内C臂的减缩端、轮结构和齿轮的实施例的侧视图/截面图。

优选实施例的详细描述

应当理解在此描述的实施例只是示例性的，不意味着限定本发明的精神和范围。

常规的 C 臂式 X 射线系统 100 包括如图 2 所示。C 臂式 X 射线系统 100 包括导轨机构 110、115，其安装到安装表面 120 上并且与旋转元件 125 连接。该旋转元件装接到支承臂 130。支承臂 130 借助于第二旋转元件 140 连接到轴承组件/导轨保持系统 135 上。C 臂元件 145 装接到轴承组件/导轨保持系统 135 上，并且其包括外导轨部分 150 和内导轨部分 155。内和外导轨部分 150、155 限定出该轴承组件/导轨保持系统 135 保持在其上的轨道。X 射线源 160 和 X 射线检测器 165 在直径方向相对的位置处安装在支承 C 臂 145 上，以便使在患者台 168 上的患者暴露出来。

10 与图 2 所示的现有技术的 C 臂式 X 射线系统相反，提供本发明以用于封闭间隙，以便当 CT 模式操作时在不需重新构建该系统的情况下使用该系统。即，“C 型”支承件构造有内“C 型”元件，其可环形地从该“C 型”支承件内（位于第一端）延伸，以便封闭（例如 150 度的“C 型”弧长的）间隙并且在其相对端进入 C 臂支承件。

15 如现有技术的图 2 所示，X 射线源 160 和 X 射线检测器 165 以这样的方式布置在彼此相对的位置，使得从该源发出的 X 射线沿投射半径 P 穿过布置在患者台 160（168）上处于检查区域 Z 内的被测物体（例如患者）。发出的 X 射线由此投射到 X 射线检测器 165 上，并且 X 射线源 160 和 X 射线检测器 165 可借助于 C 型臂 145 的外导轨部分 150 围绕 Z₃ 轴线旋转。

20 如专利'825 所披露，刚性支承装置 130 还借助于第二旋转元件 140 安装，以便围绕 Z₁ 轴线在滑动导轨机构 110、115 旋转，该刚性支承装置在导轨机构中可位移。本领域的普通技术人员应当理解，并且由给定的角度已经表明，在该现有技术的图 2 所示的 X 射线装置中自由度受到限制。而且，尽管这种常规的 C 臂式诊断 X 射线系统和/或装置（现有技术的图 2）提供了在不需移动患者的情况下从任何方向获得 X 射线投射的能力，但是对于常规的 CT 形式构架则不符合这种情况。

30 常规的 CT 形式构架提供 CT 模式应用，这需要围绕患者进行 360 度的旋转。当然所希望的是，在介入式过程中 C 臂式 X 射线装置具有实施 CT 和放射检查模式操作的能力，并且可容易地转换该系统的操作结构。也就是说，所希望的是，在不需患者从一个装置移动到另一个装置以便在相同的患者坐标位置中从独立的应用中获取数据的情况

下，可在这两种操作模式之间进行转换。而且，如上所述，至少就现有技术专利'825 文献的第一和第三实施例而言，为了实施血管造影或 CT 模式应用将需要移动患者或移动第二顶板 (head lining) 导轨 13、第二轴承组件 12、和第二环部段 5，这是费力且耗时的。

5 申请人的介入式体积扫描 C 臂式 X 射线系统 200 的第一实施例如图 3A 和 3B 所示。该第一实施例是图 2 所示的标准或常规的 C 臂式 X 射线系统 100 的结构 (例如现有技术专利'825) 的改进。如上所述的专利'825 的系统包括标准的 C 臂式 X 射线系统 100，其具有三个旋转轴线以便提供三个自由度 (Z_1 、 Z_2 、 Z_3)。本领域的普通技术人员已
10 知的是，在体积重建过程中，所希望的是至少一个轴线可提供 360 度的全程旋转，其中不需要重新构建该系统以便在操作模式之间切换，或者不需要将患者从放射检查系统移动到 CT 模式系统或相反移动。具体地说，对于沿患者轴线 (或 Z_2) 大体积扫描覆盖区域同时使患者在检查中保持在其初始位置而不需要主要系统的重新构建来说，360 度连续
15 旋转被认为是理想的。

 C 臂式 X 射线系统 200 包括 C 臂机构，其包括主 C 臂或支承 C 臂 210 (在此可互换使用)，该 C 臂构造有内 C 臂 220，该内 C 臂 220 在主 C 臂或支承 C 臂 210 内在轮结构上悬伸 (如图 6A、6B、7 所示)。本领域的普通技术人员应当理解，必须具有足够数量的轮结构，以便
20 当内 C 臂 220 在支承 C 臂 210 的第一端 (E1) 和第二端 (E2) 之间延伸时，可提供用于内 C 臂 220 的稳定悬伸结构，(即，在每一端处有至少一对轮结构和齿轮，如图 6A、6B、7 所示)。就这点而论，内 C 臂可周期性地围绕患者台行进整个 360 度。通过每次循环，内 C 臂必须离开该支承 C 臂的一端并且进入其另一端，当内 C 臂完全被支承 C
25 臂包围时，在 360 度周期的某部分中存在间隙。封闭的环仅存在于 360 度循环的某部分。

 所示的内 C 臂 220 在图 3B 中处于特别延伸位置。内 C 臂 220 从支承 C 臂 210 的第一端 (E1) 延伸，并且该内 C 臂 220 构造有足够的弧长以便与支承 C 臂 210 的第二端 (E2) 接触并进入第二段。(在图 3A
30 和 3B 中未示出的) 齿轮缘构造在内 C 臂 220 的至少一个侧上并且靠近该齿轮 (见图 6A 和 6B)。

 图 3A 和 3B 示出的 C 臂式 X 射线系统 200 是示例性的，其中具有

至少 150 度的弧长的内 C 臂 220 在本发明的支承 C 臂 210 内构造成一个整体，（但是对于仅 150 度的间隙来说，至少 180 度的弧长是优选的）。本领域的普通技术人员应当理解，如果内 C 臂 220 环形地延伸贯穿整个 360 度，则在坐标系统的内 C 臂 220 置靠（在支承 C 臂 210 内）的那部分中旋转大致 360 度是可行的。

因此，在不需如现有技术的'825 专利那样移动患者或不使用并不对准辅助设备的情况下，可实现 X 射线源 230 和 X 射线检测器 240 的 360 度的旋转。所有的齿轮缘和齿轮以及渐缩端仅用于使得内 C 臂在形成于支承 C 臂内的轨道上行进。应当非常清晰的是，本发明的任何实施例的结构和功能基于以下的假设，即，具有至少 150 度弧长（即间隙加上足够的重叠的长度）的内 C 臂 220 必须延伸超出支承 C 臂 210 的第一端 E1、延伸过 150 度的间隙、并且在支承 C 臂的相对端（E2）的进入（相对）位置处重新进入该支承 C 臂。

图 4A 和 4B 示出了图 3A 和 3B 所示的 C 臂式 X 射线系统的替代实施例 250。在该实施例中（见图 4A 和 4B），为了安全的原因，如果要求或需要，额外的保护部件 260 可具有足以在支承 C 臂 210 的两个端部重叠（覆盖间隙）的弧长。该额外的保护部件 260 安装在支承 C 臂 210 的外侧上并且可拆卸和沿其滑动。

图 5 示出了本发明的再一实施例的 C 臂式 X 射线系统 300。在图 5 所示的实施例中，支承 C 臂分成两个或多个部件 210A 和 210B，其围绕内 C 臂 220' 以相等的距离定位。在这种结构中，例如，两个支承 C 臂 210A 和 210B 可分别设置在内 C 臂 220' 的顶部和底部。C 臂部分 210B 定位或固定到轴承组件上，而 C 臂部分 210A 可定位或装接到导轨系统或其它的上支承平台上。

该两个或多个部分的 C 臂具有与如图所示的对称轴线 Z1 等同的共同轴线。这种结构的优点在于提高了患者进入该系统的可接近性，同时保持本发明的上述实施例的功能。应当注意，本领域的普通技术人员应当理解，两个部分的 C 臂 210A 和 210B 需要上述的且参照图 6A、6B、7 详细描述相同的轮/端部/支承结构。

图 6A 和 6B 示出了各种支承机构的替代实施例，其使得 C 臂支承件（210、210A 或 210B）和内 C 臂（220 或 220'）组合，以便实现在此描述的本发明的原理。为了驱动内 C 臂（220 或 220'）（即，使该

内 C 臂延伸), 至少一个驱动轮 310 还构造在该支承 C 臂内 (在每一端附近)。内 C 臂 220' 由在其相对侧上的齿轮缘 320 驱动, 该齿轮缘与固定在该支承 C 臂上的相邻齿轮 330 接触。每一齿轮 330 装接到在同一轴 350 上的一对小轮 340 上。或者, 该共同轴 350' (见图 6B) 可
5 固定到包括弹簧 360 的弹簧结构 355 上, 该弹簧结构将小轮 340' 保持在距第二对轮 370 较短的位置处。

第二对轮 370 随后可在该第一对轮 340' 和对应的齿轮 330'。该结构可提供内 C 臂缘 320 和新齿轮 330' 的简单和方便的小的力接合。

部件 310 与部件 310' 严格相同。因此删去了该细节 (360/370) 以
10 简化附图。310 与 310' 代表两个在 220 的相对侧上的轴承/力施加结构。为了避免混乱, 仅在 (图 6B 的底侧) 上示出。

在图 7 所示的以上实施例的变型中, 附加的悬伸轮 380 安装在支承 C 臂 210 的端部处, 其装接到布置成漏斗形的渐扩臂 390 上。可调节 (矫正) 由任何作用于其上的已知或未知的力引起的内 C 臂 220'' 的
15 错误位移。即, 图 7 示出了本发明的 C 臂式 X 射线系统的支承端的替代实施例, 其中内 C 臂 220'' 的两个端部是减缩的。这种减缩结构有助于支承 C 臂与内 C 臂的接合。即, 所有的齿轮缘和尺寸以及减缩端部仅仅用于使得出口/进口可相对于支承 C 臂移动。

而且, 在本发明的发明构思的范围内, 各种其它形式的支承端部
20 结构可用于实施本发明。

单次的 360 度旋转仅需要使用线缆以便使 X 射线管和检测器接口连接。然而在多次的 360 度旋转系统中, 如果对于操作需要构架进行多次旋转, 则应当包括滑环, 以便使电源支承和 X 射线检测器接口连接。然而, 在多次的 360 度旋转扫描器中, 因为离开和重新进入该触点可能导致电气问题, 所以滑环是不利的。为了克服这些潜在的问题,
25 本发明的实施例可奥博探在内 C 臂上的蓄能器, 以便提供所需动力。在静止位置, 该蓄能器可自动地充电。数据通过使用高速 RF (射频) 链接或光学链接输送到重建装置。该“重建装置”是独立的计算机, 以收集投射数据并且使用该数据计算重建的衰减体积基数。因此, 这是
30 “扫描装置”的不可缺少单元, 但依据在此披露的本发明的定义其不认为是必要的元件。

并且, 作为高速数据链接的替代形式, 该数据可中继地存储在数

据存储装置中，在旋转过程中其包括在构架中，并且在静止位置传输到重建装置，这是本领域的普通技术人员已知的。即，蓄能器、RF（射频）链接或光学链接是“现今使用”的技术器件，它们的使用和实施是本领域的普通技术人员已知的。

5

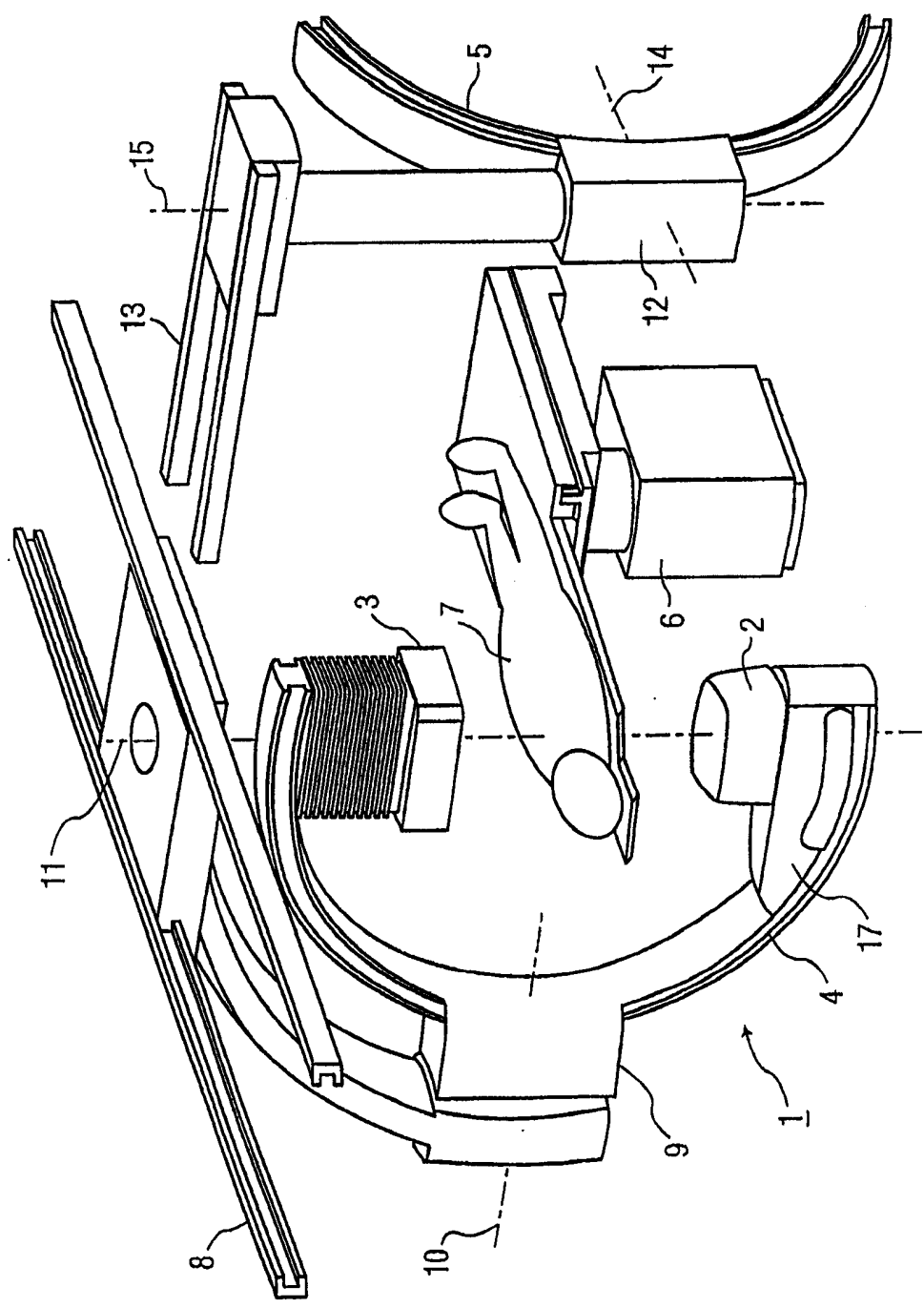


图 1A

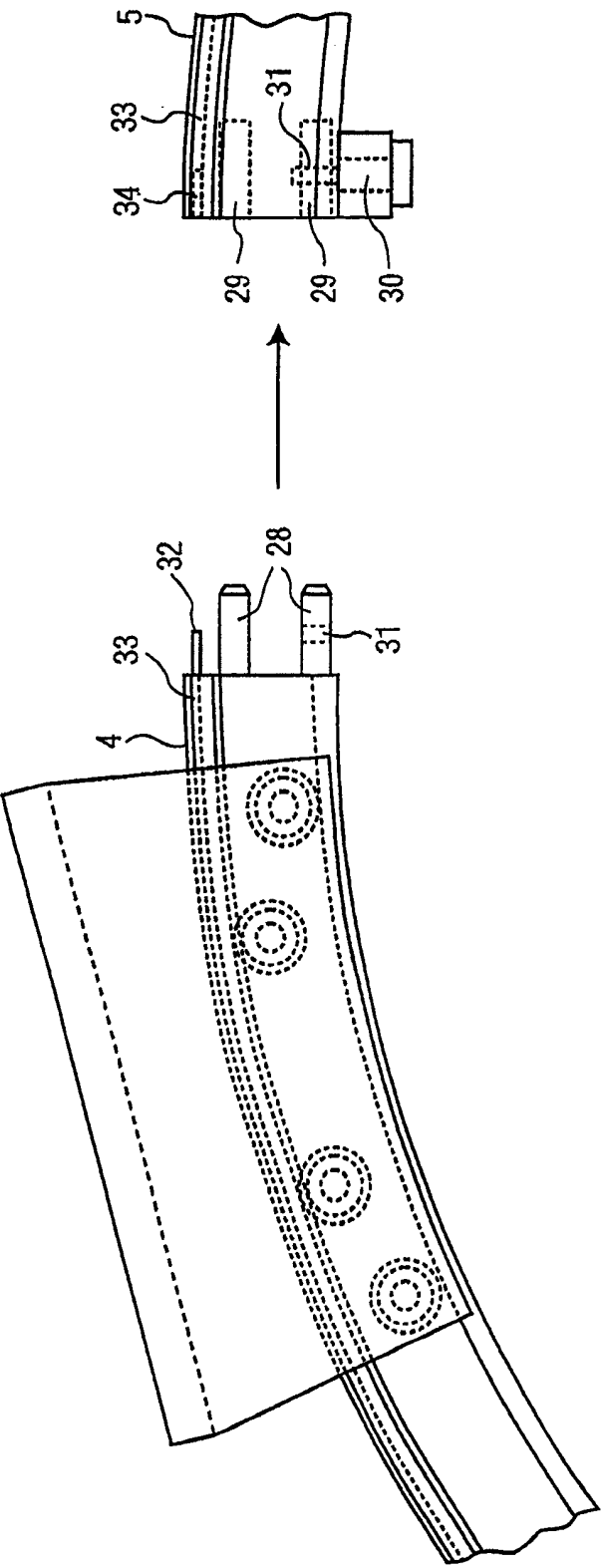


图 1B

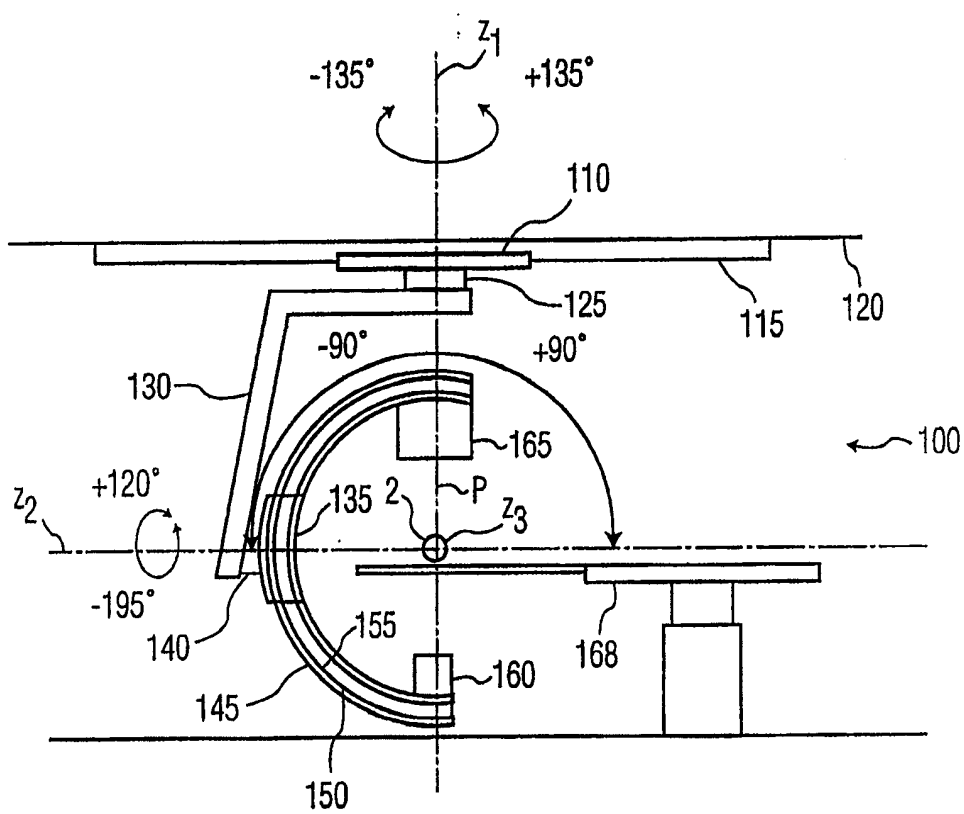
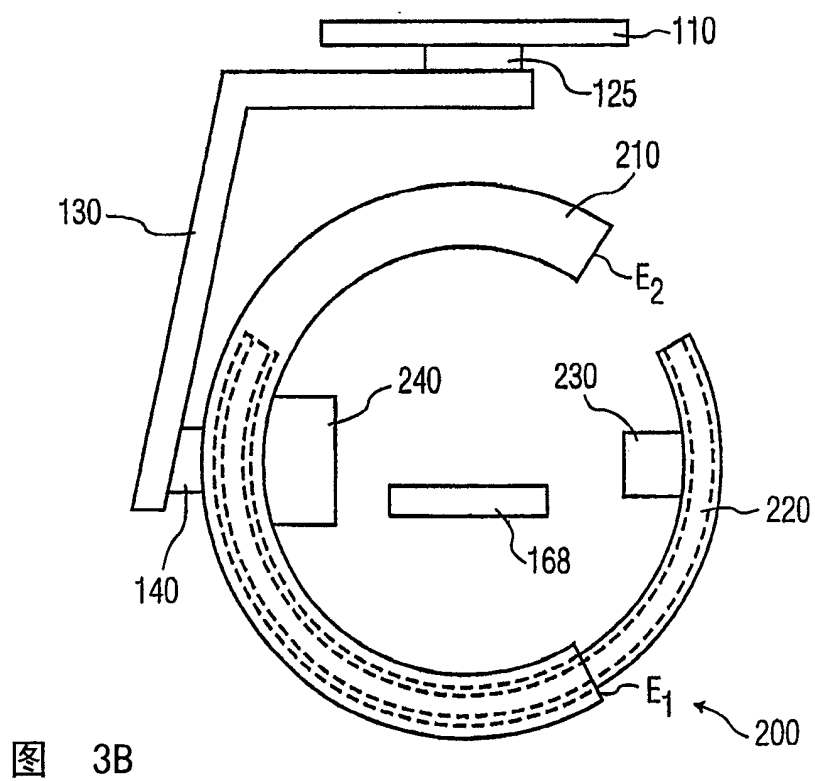
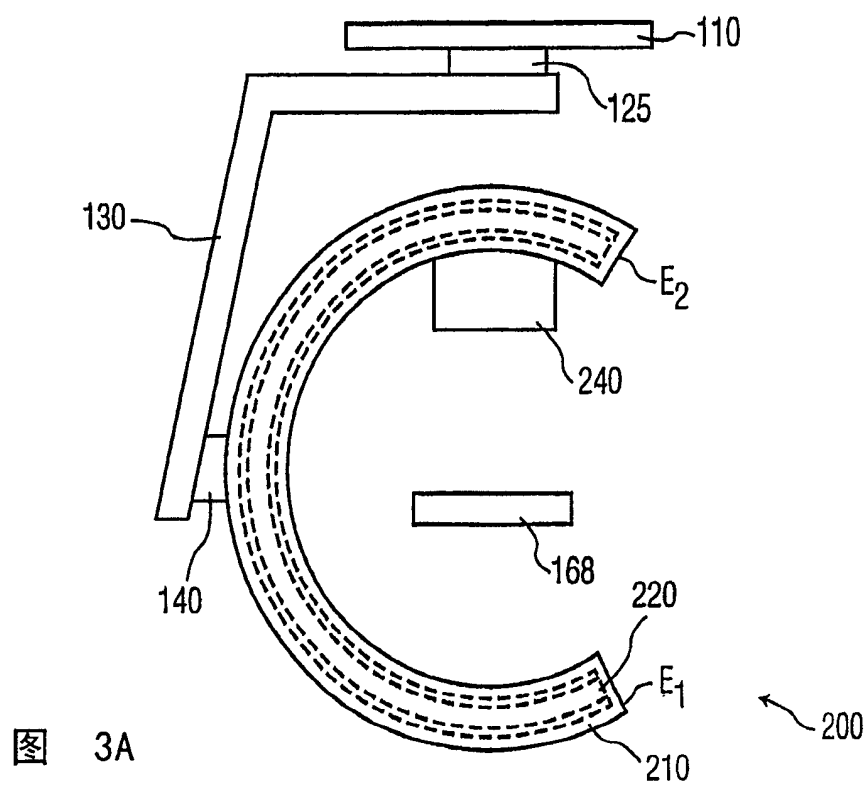
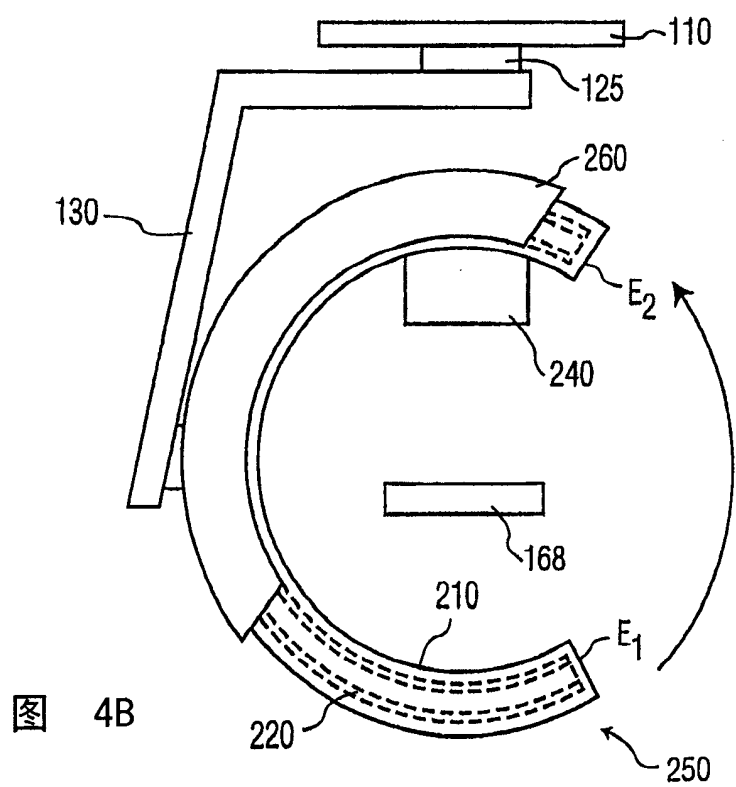
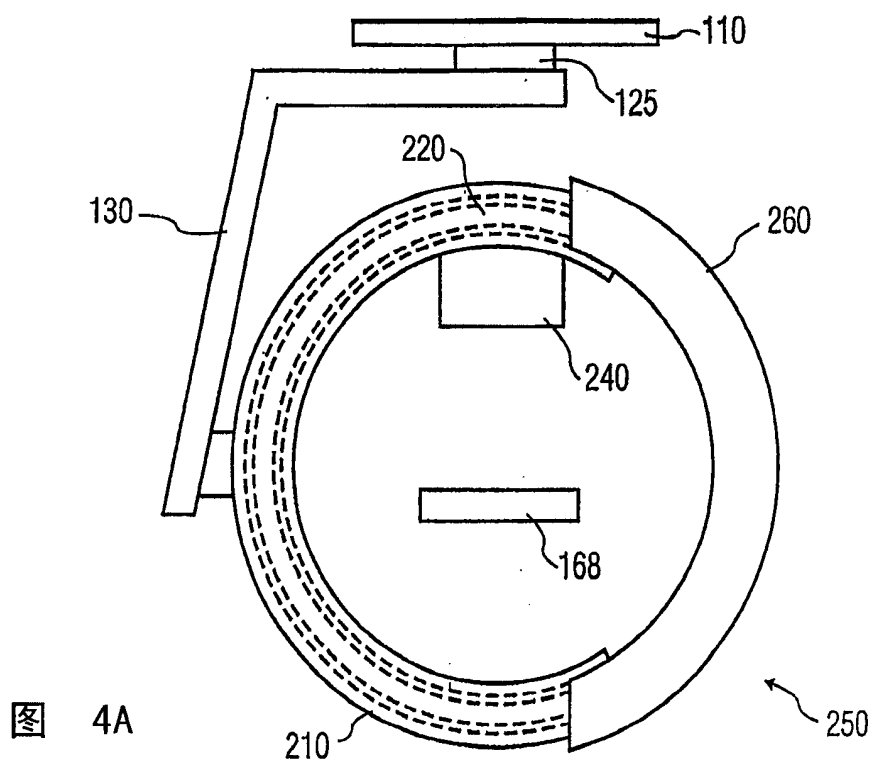


图 2





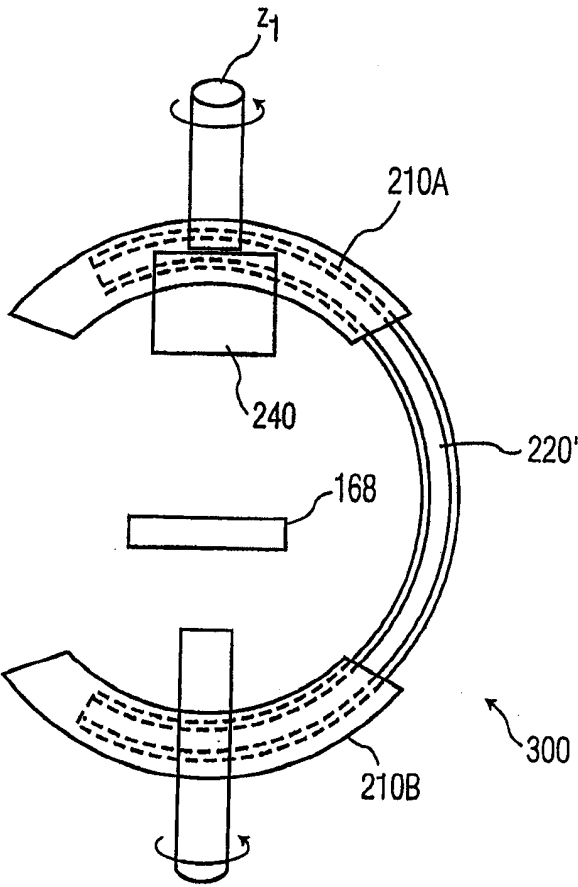


图 5

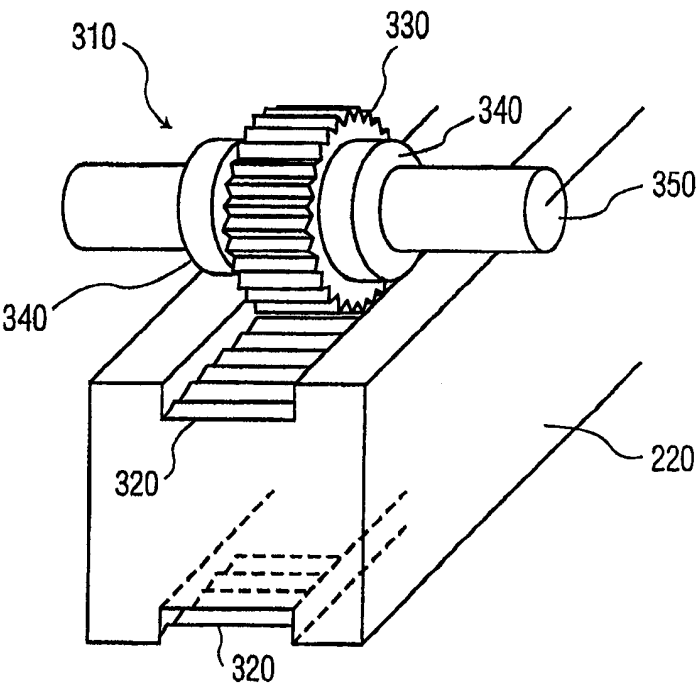


图 6A

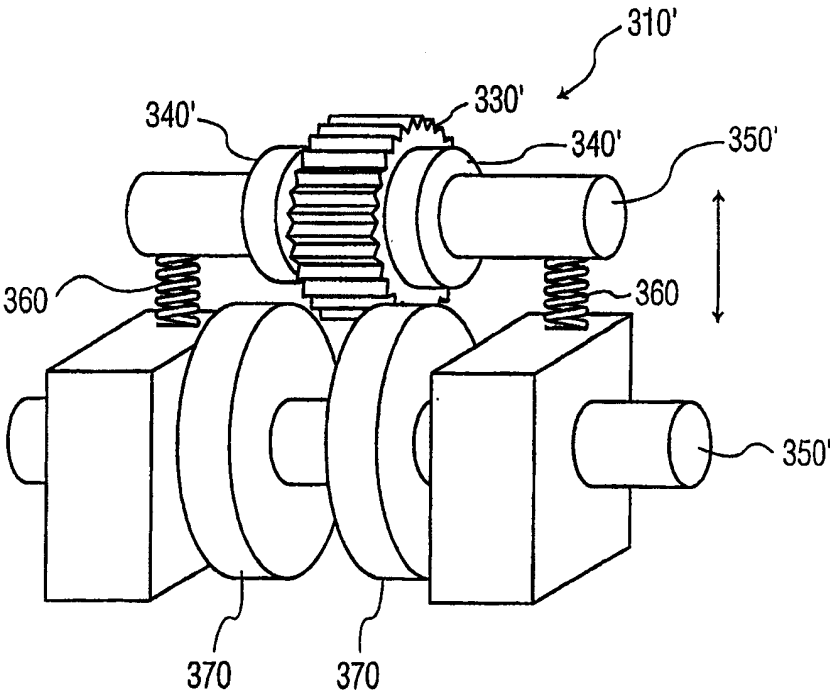


图 6B

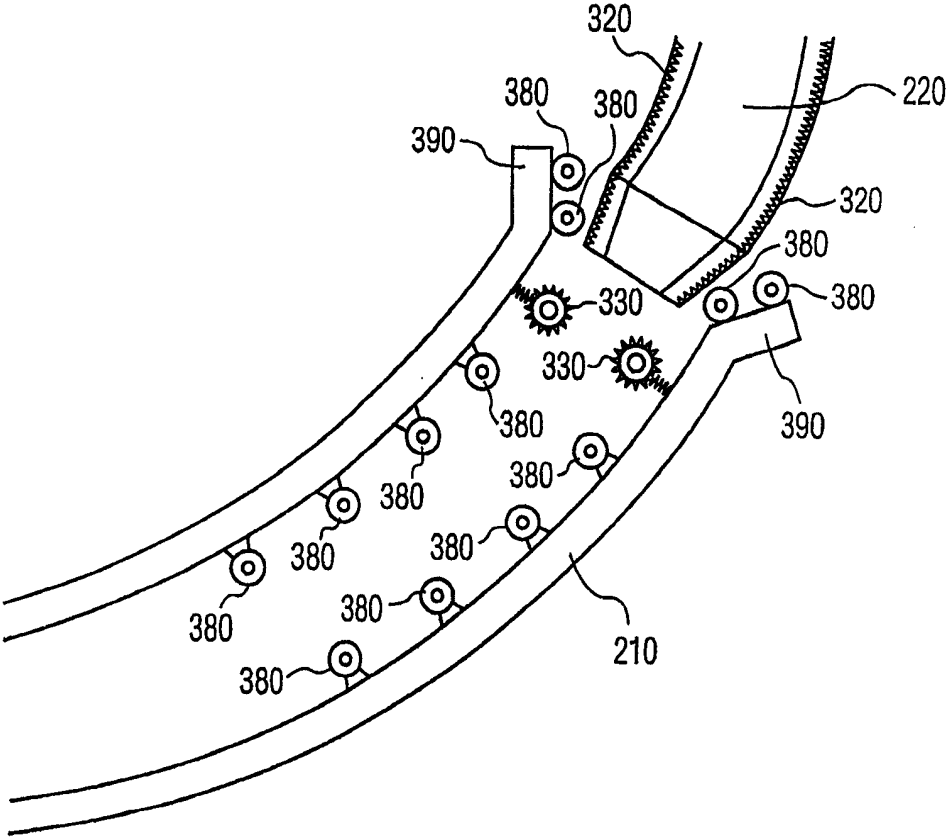


图 7