



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102988074 A

(43) 申请公布日 2013. 03. 27

(21) 申请号 201210348636. 6

H05G 1/70(2006. 01)

(22) 申请日 2007. 04. 12

(30) 优先权数据

60/792, 207 2006. 04. 14 US

(62) 分案原申请数据

200780022268. 3 2007. 04. 12

(71) 申请人 威廉博蒙特医院

地址 美国密执安州

(72) 发明人 张铁志

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 曲宝壮 刘春元

(51) Int. Cl.

A61B 6/03(2006. 01)

A61B 6/02(2006. 01)

A61B 6/06(2006. 01)

G21K 1/02(2006. 01)

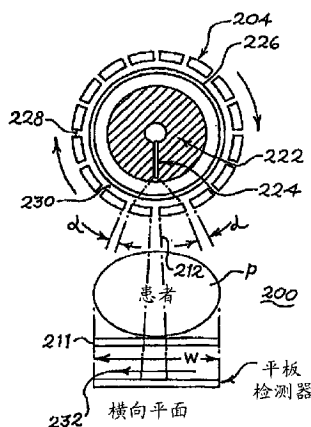
权利要求书 1 页 说明书 14 页 附图 30 页

(54) 发明名称

扫描狭槽锥形束计算机断层摄影以及扫描聚焦光斑锥形束计算机断层摄影

(57) 摘要

一种对对象成像的方法,包括:把多个扇形 x 射线束(212)导向对象(P);检测由于所述引导多个 x 射线束而穿过所述对象(P)的 x 射线(212);以及从所检测到的 x 射线生成关于所述对象的多个成像数据。所述方法还包括:从所述多个成像数据形成三维锥形束计算机断层摄影、数字层析 x 射线照相组合或者兆伏电压图像;以及显示所述图像。



1. 一种对对象成像的方法,包括:
 - i) 在沿着扫描方向的不同位置处从 x 射线源发射多个 x 射线束;
 - ii) 从发射自所述 x 射线源的所述多个 x 射线束形成多个扇形 x 射线束;
 - iii) 利用检测器检测由于所述发射 x 射线束而穿过所述对象的 x 射线;
 - iv) 从所述检测到的 x 射线生成关于所述对象的二维图像数据;以及
 - v) 相对于所述对象旋转所述 x 射线源和所述检测器,并且持续重复步骤 i) - v),直到生成关于所述对象的数量足够多的二维成像数据,以便从中形成三维锥形束计算机断层摄影图像;从所述数量足够多的二维图像数据形成三维锥形束计算机断层摄影图像;以及
显示所述三维锥形束计算机断层摄影图像;并且
通过调制撞击目标的粒子的电流而调制所述多个扇形 x 射线束中的每一个的强度,其中所述粒子生成所述多个扇形 x 射线束。
2. 权利要求 1 的方法,其中所述三维锥形束计算机断层摄影图像是从所述 x 射线源和检测器围绕所述对象的至多一次完整旋转形成的。
3. 权利要求 1 的方法,其中所述发射包括从所述 x 射线源的阳极的不同区域顺序地形成 x 射线束。
4. 权利要求 3 的方法,其中所述发射包括通过顺序地把电子从所述 x 射线源的单一阴极导向所述不同区域而从所述阳极的所述不同区域顺序地形成 x 射线束。
5. 权利要求 1 的方法,其中所述 x 射线束的能量在千伏范围内。
6. 一种扫描方法,包括:
生成撞击对象的不同区域的多个 x 射线束;以及
通过调制撞击目标的粒子的电流来调制所述多个 x 射线束中的每一个的强度,其中所述粒子生成所述多个 x 射线束。
7. 权利要求 6 的方法,其中所述 x 射线束的能量在千伏范围内。

扫描狭槽锥形束计算机断层摄影以及扫描聚焦光斑锥形束 计算机断层摄影

[0001] 申请人根据 35 U.S.C. § 119(e) 要求于 2006 年 4 月 14 日提交的美国临时专利申请序列号 60/792, 207 的优先权的权益, 该申请的全部内容被合并在此以作参考。

技术领域

[0002] 本发明总体上涉及一种成像系统, 所述成像系统采用了一个或多个狭槽(slot), 以便利用被用来对对象进行成像的 x 射线来扫描该对象。

背景技术

[0003] 一种已知的 x 射线成像系统是 X 射线锥形束计算机断层摄影系统。锥形束计算机断层摄影系统的机械操作类似于传统的计算机断层摄影系统的机械操作, 其不同之处在于, 在锥形束计算机断层摄影系统中, 通过源和检测器的至多单次旋转来采集整个体积图像。这是通过使用二维(2D)检测器而成为可能的, 从而与用在传统的计算机断层摄影中的一维(1D)检测器不同。

[0004] 在美国专利 No. 6, 842, 502 中描述了一种已知的锥形束计算机断层摄影成像系统的例子, 该专利的全部内容被合并在此以作参考。该专利描述了锥形束计算机断层摄影成像系统的实施例, 其包括千伏电压 x 射线管和具有非晶硅检测器阵列的平板成像器。当患者躺在治疗台上, 所述 x 射线管和平板成像器一致地围绕所述患者旋转, 以便如上所述地获取多个图像。

[0005] 在比如上面描述的锥形束计算机断层摄影系统中, 散射可能是图像质量降低的一个重要原因。当前的用于散射校正或抑制的技术包括计算所述散射并且随后从信号中减去所述散射。但是利用 Monte Carlo 方法的所述散射计算所需要的时间长度可能长达数小时或数天。此外, 在已经从信号中减去了所述散射分布(scatter profile)之后, 来自所述散射的噪声仍然存在, 从而使得信噪比降低。

[0006] 在另一种技术中, 测量所述散射并且随后从信号中减去所述散射。但是这种技术会令患者经受附加的辐射曝光和延长的扫描时间, 并且需要附加的扫描来测量所述散射分布。此外, 来自所述散射的噪声仍然存在, 这将会牺牲信噪比。

[0007] 在又一种技术中, 在检测器前方患者后方定位一栅格, 以便阻断一些散射。但是所述栅格也会部分地阻断原发(primary)x 射线束, 从而导致患者经受附加的辐射曝光。其他技术通过增大从检测器到患者的距离来使用气隙, 所述气隙减少了由所述检测器所收集的散射。但是由于机械限制, 只能把从检测器到患者的距离增大有限的量。

[0008] 已经知道, 其他成像系统的图像也会遭受散射的影响。一种这样的成像是数字层析 x 射线照相组合(tomosynthesis)系统。数字层析 x 射线照相组合系统按照与锥形束计算机断层摄影相同的方式进行操作, 但是其重建图像的方式不同。与锥形束断层摄影相比, 较小的投影角度范围对于数字层析 x 射线照相组合来说是必要的。

[0009] 另一种遭受散射影响的已知的 x 射线成像系统是兆伏电压电子射野成像系统

(electronic portal imaging system)。兆伏电压电子射野成像系统的操作类似于数字放射线照相,其不同之处在于,x射线光子具有高得多的能量。x射线源是由线性加速器生成的治疗辐射束。所述检测器可以是由金属板、闪烁屏和电荷耦合器件(CCD)光电二极管阵列构成的平板检测器。所述金属板部分地把光子转换成电子。所述电子以及穿过所述金属板的一些光子在闪烁屏上产生可见光。所述可见光被所述 CCD 光电二极管阵列检测到并且在计算机显示器上形成图像。

[0010] 兆伏电压射野图像被用于辐射治疗之前进行患者定位。但是由于低检测效率和散射,兆伏电压图像的质量不是最优的。由于所述高 x 射线光子能量,大多数高能光子穿透所述金属板和所述闪烁屏而不被检测到。低检测效率导致较差的信噪比,因此需要过多的辐射剂量来提供对象的适当图像。此外,当光子穿过所成像的对象,所述光子被散射并且可以被检测到。散射光子进一步按照与锥形束计算机断层摄影和数字层析 x 射线照相相同的方式降低了图像对比度并且增加了噪声。

[0011] 在锥形束计算机断层摄影系统中,通常使用平板检测器来检测 x 射线光子。平板检测器可以包括闪烁屏和电荷耦合器件光电二极管阵列。所述闪烁屏把 x 射线光子转换成可见光光子。所述可见光光子随后被光电二极管阵列检测到。这种平板检测器在信噪比、检测效率方面的性能不如用在诊断螺旋计算机断层摄影扫描器中的分立的 x 射线检测器。高噪声水平和低检测效率导致较差的低对比度区分和噪声更多的图像。此外还可能由平板成像器的非最优性能导致图像质量的进一步降低。在锥角较大(>5 度)时存在近似重建伪像。

[0012] 在各种传统的锥形束计算机断层摄影、兆伏电压和数字层析 x 射线照相成像系统中,被成像的对象可能会经受成像辐射的不均匀穿透,因为所述对象的较薄部分不需要像较厚部分那么密集的成像辐射。如图 1 中所示,这种系统 100 (不包括兆伏电压成像系统)可以包括蝴蝶结状滤波器(bow-tie filter) 102,其用来调制患者/对象 106 上的射束强度分布 104。所述蝴蝶结状滤波器 102 是一块 x 射线衰减材料,其在外围较厚,在中心处较薄。所述滤波器 102 与由 x 射线源 110 生成的 x 射线锥形束 108 相互作用以便调制所述射束强度分布,从而把强度较低的 x 射线束递送到所成像的对象的较薄部分。这种滤波器 102 的一个缺陷在于,所成像的对象的厚度对于不同位置是不同的。例如,患者头部的厚度不同于同一患者的骨盆的厚度。此外,所成像的对象的厚度随着成像角度而改变。例如,比起从横向方向成像的情况,所述骨盆在从上到下方向被成像时较薄。由于所述强度分布是由蝴蝶结状滤波器生成的,因此利用蝴蝶结状滤波器的当前射束强度调制无法适应所成像的对象的不同形状和辐射束角度。

[0013] 相应地,本发明的一个目的是减少在锥形束计算机断层摄影系统、数字层析 x 射线照相系统和兆伏电压射野成像系统中所生成的散射。

[0014] 本发明的另一个目的是消除在锥形束计算机断层摄影系统和数字层析 x 射线照相系统中使用蝴蝶结状滤波器的需要,以及基于所成像的对象的形状和射束角度动态地调制射束强度。

[0015] 本发明的另一个目的是提高兆伏电压射野成像系统的检测效率。

发明内容

[0016] 本发明的一方面涉及一种锥形束计算机断层摄影系统,其包括:发射 x 射线束的 x 射线源;截取所述 x 射线束的狭槽,从而使得多个扇形 x 射线束从所述狭槽朝向对象发出。所述系统包括检测器,所述检测器接收穿过所述对象之后的扇形 x 射线,并且对于每一个所接收到的扇形 x 射线生成成像信号。把计算机连接到所述检测器以便接收对于每个所接收到的扇形 x 射线的成像信号,其中所述 x 射线源、狭槽以及检测器围绕所述对象旋转,从而使得由所述计算机重建多个成像信号,以便从中生成三维锥形束计算机断层摄影图像。所述系统还包括显示器,所述显示器连接到所述计算机并且显示所述三维锥形束计算机断层摄影图像。

[0017] 本发明的第二方面涉及一种对对象成像的方法,其包括:i)从 x 射线源朝向对象发射扇形 x 射线束;ii)利用检测器检测由于发射 x 射线束而穿过所述对象的 x 射线;以及 iii)从所检测到的 x 射线生成所述对象的图像数据。所述方法包括:iv)相对于所述对象旋转所述 x 射线源和所述检测器;以及持续重复步骤 i) — iv),直到生成关于所述对象的数量足够多的成像数据,以便从中形成三维锥形束计算机断层摄影图像。所述方法包括:从所述数量足够多的成像数据形成三维锥形束计算机断层摄影图像;以及显示所述三维锥形束计算机断层摄影图像。

[0018] 本发明的第三方面涉及一种对对象进行成像的方法,其包括:把多个扇形 x 射线束导向对象;检测由于导向多个 x 射线束而穿过所述对象的 x 射线;以及从所检测到的 x 射线生成关于所述对象的多个成像数据。所述方法还包括:从所述多个成像数据形成三维锥形束计算机断层摄影图像;以及显示所述三维锥形束计算机断层摄影图像。

[0019] 本发明的第四方面涉及一种数字层析 x 射线照相组合系统,其包括:发射 x 射线束的 x 射线源;以及截取所述 x 射线束的狭槽,从而使得多个扇形 x 射线束从所述狭槽朝向对象发射。所述系统还包括检测器,所述检测器接收穿过所述对象之后的扇形 x 射线,并且为每一个所接收到的扇形 x 射线生成成像信号。把计算机连接到所述检测器以便接收对应于每一个所接收到的扇形 x 射线的成像信号,其中所述 x 射线源、所述狭槽以及所述检测器围绕所述对象旋转,从而通过所述计算机重建多个成像信号,以便从中生成数字层析 x 射线照相组合图像。所述系统还包括显示器,所述显示器连接到所述计算机并且显示所述数字层析 x 射线照相组合图像。

[0020] 本发明的第五方面涉及一种对对象进行成像的方法,其包括:i)从 x 射线源朝向对象发射扇形 x 射线束;以及 ii)用检测器检测由于发射 x 射线束而穿过所述对象的 x 射线。所述方法还包括:iii)从所检测到的 x 射线生成关于所述对象的图像数据;和 iv)相对于所述对象旋转所述 x 射线源和所述检测器;以及持续重复步骤 i) — iv),直到生成关于所述对象的数量足够多的成像数据,以便从中形成数字层析 x 射线照相组合图像。所述方法还包括:从所述数量足够多的成像数据形成数字层析 x 射线照相组合图像;以及显示所述数字层析 x 射线照相组合图像。

[0021] 本发明的第六方面涉及一种准锥形束计算机断层摄影系统,该系统包括:x 射线源,其在沿着扫描方向的不同位置处顺序地发射多个 x 射线束;以及准直器,其截取所述多个 x 射线束,从而使得多个扇形 x 射线束从所述准直器朝向对象发射。所述系统包括检测器,所述检测器接收穿过所述对象之后的扇形 x 射线,并且为每一个所接收到的扇形 x 射线生成成像信号。把计算机连接到所述检测器以便接收对应于每一个所接收到的扇形 x 射线

的所述成像信号,其中所述 x 射线源、所述狭槽以及所述检测器围绕所述对象旋转,从而通过所述计算机重建多个成像信号,以便从中生成三维锥形束计算机断层摄影图像。所述系统还包括显示器,所述显示器连接到所述计算机并且显示所述三维锥形束计算机断层摄影图像。

[0022] 本发明的第七方面涉及一种对对象进行成像的方法,其包括:i)在沿着扫描方向的不同位置处从 x 射线源发射多个 x 射线束;以及 ii)从发射自所述 x 射线源的所述多个 x 射线束形成多个扇形 x 射线束。所述方法还包括:ii)利用检测器检测由于发射 x 射线束而穿过所述对象的 x 射线;以及 iii)从所检测到的 x 射线生成关于所述对象的图像数据。所述方法包括:iv)相对于所述对象旋转所述 x 射线源和所述检测器;以及持续重复步骤 i)–iv),直到生成关于所述对象的数量足够多的成像数据,以便从中形成三维锥形束计算机断层摄影图像。所述方法还包括:从所述数量足够多的成像数据形成三维锥形束计算机断层摄影图像;以及显示所述三维锥形束计算机断层摄影图像。

[0023] 本发明的第八方面涉及一种线性扫描系统,该系统包括在沿着扫描方向的不同位置处顺序地发射多个 x 射线束的 x 射线源,其中所述 x 射线源具有阳极和沿着所述扫描方向对准的单个阴极,其中从所述单个阴极的不同区域发射电子以便撞击对应于所述不同位置的由所述阳极所占据的空间区域。所述系统还包括控制器,其用来控制所述 x 射线源在沿着所述扫描方向的不同位置处顺序地发射所述多个 x 射线束。

[0024] 本发明的第九方面涉及一种扫描方法,该方法包括:从 x 射线源的阳极的不同区域顺序地形成 x 射线束;以及通过顺序地把电子从所述 x 射线源的单个阴极导向所述阳极的不同区域而从所述不同区域顺序地形成 x 射线束。

[0025] 本发明的第十方面涉及一种扫描系统,该系统包括在沿着扫描方向的不同位置处顺序地发射多个 x 射线束的 x 射线源,其中所述 x 射线源具有沿着所述扫描方向对准的阳极和阴极系统,其中从所述阴极系统的不同区域发射电子以便撞击对应于所述不同位置的由所述阳极占据的空间区域。所述系统还包括控制器,其用来通过调制撞击所述阳极的所述电子的电流(a current of the electrons)来调制所述多个 x 射线束中的每一个的强度。

[0026] 本发明的第十一方面涉及一种扫描方法,该方法包括:生成撞击对象的不同区域的多个 x 射线束;以及通过调制撞击目标的生成所述多个 x 射线束的粒子的电流(a current of particles)来调制所述多个 x 射线束中的每一个的强度。

[0027] 本发明的第十二方面涉及一种兆伏电压成像系统,该系统包括:兆伏电压 x 射线源,其发射具有从 0 到 4MV 的能量范围的 x 射线束;以及截取所述 x 射线束的狭槽,从而使多个扇形 x 射线束从所述狭槽朝向对象发射。所述系统还包括:检测器,所述检测器接收穿过所述对象之后的扇形 x 射线,并且为每一个所接收到的扇形 x 射线生成成像信号;以及计算机,其连接到所述检测器以便接收对应于每一个所接收到的扇形 x 射线的成像信号。显示器连接到所述计算机,并基于所述成像信号显示所述对象的图像。

[0028] 本发明的第十三方面涉及一种对对象进行成像的方法,其包括把多个扇形 x 射线束导向对象,其中所述多个 x 射线束中的每一个具有从 0 到 4MV 的能量范围。所述方法包括:检测由于导向多个 x 射线束而穿过所述对象的 x 射线;以及从所检测到的 x 射线生成关于所述对象的多个成像数据。所述方法还包括:从所述多个成像数据形成图像;以及显示

所述图像。

[0029] 本发明的一个或多个方面提供了以下优点：在没有信噪比损失并且没有对患者的附加辐射曝光的情况下抑制散射。

[0030] 本发明的一个或多个方面提供了以下优点：调制患者身上的射束强度，以便避免伪像并且最小化所述患者接收的辐射剂量。

[0031] 通过结合附图参照下面的描述和所附权利要求书，本发明的附加的目的、优点和特征将变得显而易见。

附图说明

[0032] 图 1 描绘了利用蝴蝶结状滤波器的已知的锥形束计算机断层摄影系统；

图 2a 是根据本发明的与放射治疗源相结合使用的扫描狭槽锥形束计算机断层摄影系统的第一实施例和兆伏电压射野成像系统的第一实施例的透视图；

图 2b 是根据本发明的与放射治疗源相结合使用的扫描狭槽锥形束计算机断层摄影系统的第二实施例和兆伏电压射野成像系统的第二实施例的正面透视图；

图 2c 是根据本发明的扫描狭槽锥形束计算机断层摄影系统的第三实施例的侧视图；

图 3a 和 3c 描绘了根据本发明实施例的在垂直于扫描方向的平面内取得的图 2 的扫描狭槽锥形束计算机断层摄影系统的横截面图；

图 3b 和 3d 描绘了在与图 3a 和 3c 的平面横交的平面内取得的图 2 的扫描狭槽锥形束计算机断层摄影系统的横截面图；

图 4 描绘了根据本发明的用于图 2a - c 的锥形束计算机断层摄影系统的扫描读出模式的平板矩阵检测器的实施例；

图 5a 和 5b 示出了来自传统的锥形束计算机断层摄影系统的图像质量(图 5a)与来自图 2a 和 3a - d 的扫描狭槽射束计算机断层摄影系统的图像质量(图 5b)的比较；

图 6a 和 6b 进一步示出了来自传统的锥形束计算机断层摄影系统的图像质量(图 6a)与来自图 2a 和 3a - d 的扫描狭槽射束计算机断层摄影系统的图像质量(图 6b)的比较；

图 7a 和 7b 进一步示出了来自图 2a 和 3a - d 的扫描狭槽射束计算机断层摄影系统的图像质量(图 7a)与来自传统的锥形束计算机断层摄影系统锥形束系统的图像质量(图 7b)的比较；

图 8a 示意性地示出了根据本发明的将与图 2a - b 的兆伏电压射野成像系统一起使用的兆伏电压射野成像系统的实施例；

图 8b 示意性地示出了根据本发明的将与图 8a 的兆伏电压射野成像系统一起使用的准直器的实施例；

图 9a 描绘了根据本发明的另一个实施例的在垂直于扫描方向的平面内取得的扫描聚焦光斑锥形束计算机断层摄影系统的横截面图；

图 9b 描绘了在与图 9a 的平面横交的平面内取得的图 7a 的扫描聚焦光斑锥形束计算机断层摄影系统的横截面图；

图 10 示意性地示出了根据本发明的与放射治疗源相结合使用的准锥形束计算机断层摄影系统的实施例；

图 11a 示意性地示出了根据本发明的将与图 10 的准锥形束计算机断层摄影系统一起

使用的 x 射线源的实施例的侧面横截面图；

图 11b 示意性地示出了图 11a 的 x 射线源的正面横截面图；

图 12 示意性地示出了根据本发明的将与图 10 的准锥形束计算机断层摄影系统一起使用的 x 射线源的第二实施例的侧面横截面图；

图 13a - c 示意性地示出了根据本发明的将与图 10 - 11 的准锥形束计算机断层摄影系统一起使用的检测器系统的实施例；

图 14a - b 示意性地示出了根据本发明的将与图 11 的准锥形束计算机断层摄影系统一起使用的检测器系统的第二实施例；

图 15a - b 示意性地示出了与图 10 - 14 的系统一起使用线性 x 射线源和弯曲狭槽准直器的配置；以及

图 16 示出了将与图 10 - 14 的系统一起使用的平板成像器。

具体实施方式

[0033] 现在参照图 2 - 16, 图中示出了具体实现本发明的原理的各种成像系统, 其中相同的元件用相同的附图标记来表示。特别地, 图 2a 示出了壁装式扫描狭槽锥形束计算机断层摄影系统 200 和兆伏电压射野成像系统 300 的实施例, 其适于与在 Elekta (Crawley, United Kingdom) 的 Synergy 商标下销售的锥形束计算机断层摄影和兆伏电压射野成像系统一起使用。所述系统 200 可以被改装到包括单独的辐射治疗 x 射线源的现有的或新的辐射治疗系统上。所述锥形束计算机断层摄影系统 200 包括安装在机架 208 上的平板成像器 / 检测器 206、x 射线源(比如 x 射线管 202)、以及旋转准直器 204。

[0034] 如图 2a 中所示, 所述平板成像器 206 可以被安装到医疗线性加速器 302 的机架 208 的平坦圆形可旋转鼓 210 的表面上, 其中, 由所述 x 射线管 202 产生的 x 射线束 212 近似与由所述辐射治疗源 302 产生的治疗射束 304 正交。应当注意到, 在美国专利 No. 6, 842, 502 中描述了把 x 射线管和成像器安装到可旋转鼓上的一个例子, 该专利的全部内容被合并在此以作参考。

[0035] 如图 2a 和 3 中所示, 所述系统 300 包括单独的辐射治疗 x 射线源(比如线性源 302) 以及被单独安装到所述旋转鼓 210 上的检测器 306。所述源 302 在高于 x 射线管 202 的功率电平下操作, 以便允许治疗躺在可移动台 211(其可以通过计算机 234 在 x、y 和 z 方向上移动) 上的患者体内的目标体积。所述线性源 302 生成诸如电子的粒子或诸如 x 射线的光子的束 304, 其具有从 4MeV 到 25MeV 的范围内的能量。

[0036] 在图 2b 中示出了扫描狭槽锥形束计算机断层摄影系统 200a 和兆伏电压射野成像系统 300a 的另一个实施例。在该实施例中, 所述系统 200a 和系统 300a 可以适于与在 Varian Medical Systems (Palo Alto, California) 的 Trilogy 商标下销售的锥形束计算机断层摄影和兆伏电压射野成像系统一起使用。所述系统 200a 包括类似于在图 2a 的实施例中所使用的 x 射线管 202、旋转准直器 204 以及平板成像器 / 检测器 206。与安装在鼓上的所述系统 200 不同, 所述 x 射线管 202 和准直器 204 被安装在臂状物 (arm) 214 上, 所述臂状物 214 以枢轴方式安装到所述系统 300a 的支座 (support) 308 上。类似地, 所述平板成像器 206 被安装在臂状物 216 上, 所述臂状物 216 被安装到所述支座 308 上。

[0037] 与图 2a 的实施例一样, 由图 2b 的 x 射线管 202 产生的 x 射线束 212 与由所述辐

射治疗源 302 产生的治疗射束 304 近似正交。如图 2b 和 3 中所示,所述系统 300a 包括类似于先前关于图 2a 所描述的线性源 302 和检测器 306。相应地,所述线性源 302 生成诸如电子的粒子或诸如 x 射线的光子的束 304,其具有从 4MeV 到 25MeV 范围内的能量,以便允许治疗躺在可移动台 211 (其可以通过计算机 234 在 x、y 和 z 方向上移动) 上的患者体内的目标体积。与安装在鼓上的所述系统 300 不同,所述线性源 302 和所述检测器 306 与支座 308 连接。

[0038] 在图 2c 中示出了扫描狭槽锥形束计算机断层摄影系统 200b 的另一个实施例。在该实施例中,所述系统 200b 包括类似于在图 2a 的实施例中所使用的千伏电压 x 射线管 202、旋转准直器 204 和平板成像器 / 检测器 206。与安装在鼓上的所述系统 200 不同,所述 x 射线管 202 和准直器 204 被安装在 C 形臂 218 的一端,而所述平板成像器 206 安装在该 C 形臂 218 的另一端。所述 C 形臂 218 被安装到可移动底座 220 上,从而其可以关于图 2c 中示出的轴 A 和 B 枢轴转动。所述 C 形臂 218 和底座 220 类似于各种公知的锥形束计算机断层摄影成像系统中的相应组件。

[0039] 虽然下面的讨论将描述图 2a 的扫描狭槽锥形束计算机断层摄影系统 200 和兆伏电压射野成像系统 300,但是所述讨论将同样适用于图 2b - c 的所述扫描狭槽锥形束计算机断层摄影和兆伏电压射野成像系统。

[0040] 如图 3a - d 中所示,图 2a 的扫描狭槽锥形束计算机断层摄影系统的 x 射线源 202 包括被封闭在玻璃外罩 226 中的旋转阳极 222 和静止阴极 224,所述玻璃外罩 226 又定位在包括多个狭槽 228 的旋转准直器 204 内。应当注意到,在可选实施例中,所述旋转准直器 204 可以由矩形狭槽所替代,所述矩形狭槽在平行于所述准直器 204 的切向的方向上前后移动,以便再现与准直器 204 相同的扫描动作。

[0041] 当所述系统 200 处在使用中时,所述阴极 224 向所述阳极 222 发射电子,其中所述阳极通常由钨或钼制成。当所述电子撞击由所述阳极 222 所占据的单个空间区域时,所述钨或钼原子发射 x 射线以作为射束 230。所述 x 射线可能处在 kV 能量范围内。所述射束 230 向所述旋转准直器 204 发射。如图 3b 和 3d 中所示,所述狭槽 228 优选地彼此等距间隔开,并且每一个狭槽限定尺度为 2x15cm 的矩形区域,其中所述 2cm 的宽度是沿着扫描方向测量的。当然,根据所期望的射束尺寸,所述矩形狭槽的其他尺度也是可能的。

[0042] 在操作中,射束 230 的宽度要大于图 3b 和 3d 中所示的每一个狭槽 228 的宽度 d。当所述射束 230 与狭槽 228 相互作用并且被后者所截取,所述狭槽 228 把所述 X 射线锥形束 230 整形成扇形或狭槽射束 212,所述扇形或狭槽射束 212 在所述玻璃外罩 226 中封闭的部件、所述准直器 204 和所述检测器 206 通过鼓 210 的旋转围绕所述患者 P 旋转之前扫描过所述检测器 206。特别地,随着所述狭槽 228 旋转,该狭槽 228 截取所述射束 230 的不同部分,从而使得从该狭槽 228 发出多个扇形束 212,以便扫描过所述患者的宽度 W。如图 3b 和 3d 中所示,在对所述患者 P 进行成像的过程中,所述 X 射线扇形束 212 如箭头 232 所示在所述横平面 (traverse plane) 内从右向左扫描过或扫过所述患者 P 以便在所述检测器 206 处产生二维图像。当然,所述系统 200 可以被设置成使得所述射束 212 从左向右扫描。因此,所述系统 200 可以被称作扫描狭槽锥形束计算机断层摄影系统。

[0043] 如图 4 中所示,主计算机 234 基于来自所述阴极 224 (以及所生成的 x 射线束) 的电子束放置、所述准直器 204 的旋转以及所述狭槽 228 的尺寸来同步从所述检测器 206

读取的区域 237, 从而使得所述区域 237 对应于在没有患者的情况下所述射束 212 将横切 (intersect) 的区域。很明显, 所述检测器 206 仅仅读出该检测器被所述原发 (primary) 射束所照射的区域, 正如所述暗色区域 237 所示。当然, 可以读出整个图像, 并且可以丢弃在所述区域 237 之外的信号。对应于所读出的区域的成像信号被从检测器 206 发送到计算机 234。存在于区域 237 之外的任何散射都不会被检测到。因此, 与用传统的锥形束泛照整个检测器的情况相比, 所要分析的数据较少, 从而导致更快的读出。随着所述准直器 204 旋转, 如上所述地生成另一个扇形束 212, 该扇形束 212 撞击在所述平板检测器 206 的相邻段 236 上。所述过程继续, 直到整个检测器 206 都已接收到来自扇形束 212 的辐射。组合的所述扇形束 212 限定了一锥形束, 可以由所述检测器 206 从该锥形束生成二维投影。因此, 按照类似于前面关于锥形束计算机断层摄影所描述的方式, 在由所述扇形束 212 对所述患者的宽度 W 进行了完整扫描之后, 主计算机 234 使用对应于由整个检测器 206 对每一个扇形束 212 所读出的辐射的成像信号来生成二维投影。

[0044] 在连续的锥形束断层摄影或者层析 x 射线照相组合扫描期间, 所述鼓 210 (图 2a)、支座 308 (图 2b) 或 C 形臂 218 (图 2c) 以有限的速度旋转。每一个扇形束 212 具有略微不同的投影角度, 如果所述扇形束 212 组合成二维图像的话, 这将会导致少量失真。优选地, 在锥形束断层摄影或者层析 x 射线照相组合图像重建过程中使用每一个扇形束 212 的实际投影角度以避免失真。

[0045] 应当注意到, 所述检测器 206 可以由二维半导体传感器阵列构成, 每一个所述半导体传感器可以由非晶硅 ($a\text{-Si:H}$) 和薄膜晶体管制成。来自每一个传感器的模拟信号被积分及数字化。所述数值被传送到所述主计算机 234, 其中基于所述数值生成图像并且将其显示在显示器 236 上, 如图 3a 所示。所述检测器 206 还可以包括闪烁屏, 其用于把所接收的 x 射线转换成可见光, 所述可见光随后被二维检测器阵列检测到。

[0046] 在所述扇形束 212 按照前面所描述的方式横穿所述患者的宽度 W 并且撞击在整个检测器 206 上之后, 所述计算机 234 指示所述鼓 210 旋转, 从而导致所述 x 射线源 202、所述准直器 204 和所述检测器 206 围绕所述患者 P 旋转到另一个位置, 从而可以重复上面描述的扫描过程并且生成另一个二维投影。继续所述 x 射线源 202、准直器 204 和检测器 206 的上述旋转, 直到采集到数目足够多的二维图像以用于形成锥形束计算机断层摄影图像。对于这一目的应当最多需要一次完整旋转 (也可以设想形成从少于 360 度的旋转所形成的图像)。在所述计算机 234 中组合来自每一个位置的所述二维投影, 以便按照类似于前面所描述的锥形束计算机断层摄影系统的方式生成将被显示在显示器 236 上的三维图像。

[0047] 虽然针对将与系统 200、200a 和 200b 一起使用的所述准直器 204 的上述实施例是旋转的, 但是也可以替换地使用线性移动的准直器。这种准直器将包含一个或多个矩形狭槽, 并且所述准直器将沿着一个平面前后移动。所述狭槽的组合与所述准直器的移动将产生扇形束, 所述扇形束将按照类似于前面描述的方式扫描患者。

[0048] 在形成所述图像的可选的优选方式中, 在形成所述三维图像之前, 不由所述计算机 234 组合所述扇形束 212 以生成二维投影。相反, 直接组合在所述鼓 210 的每一个位置处生成的对于每一个扇形束 212 所读取的数据, 以生成所述三维图像。与前面描述的处理相比, 这种图像生成产生较少的失真。

[0049] 所述系统 200 以及下面描述的本发明的其他实施例的一个特定特征是在没有信

噪比(SNR)损失并且没有对于患者的附加辐射曝光的情况下抑制散射的能力。此外,如后面所讨论的那样,所述系统 200 还可以调制跨越所述患者的射束强度,以避免伪像并且最小化所述患者接收的辐射剂量。

[0050] 在图 5 到 7 中示出了在利用狭槽锥形束计算机断层摄影与利用传统的锥形束计算机断层摄影所获得的图像质量之间的各种比较。可以很容易看出,利用所述狭槽锥形束计算机断层摄影所获得的图像质量要好得多。例如,图 5a 示出了从利用一个 15x15cm 准直器生成的单一锥形束所形成的图像,而图 5b 则示出了由本发明利用宽度为 1.5cm 的射束所生成的同一对象的图像。图 6a 也示出了从利用 15x15cm 准直器生成的单一锥形束所形成的图像,而图 6b 则示出了由本发明利用宽度为 2cm 长度为 15cm 的射束所生成的同一对象的图像。如图 7a 所示,利用本发明来自直径为 20cm 的体模的散射要少于如图 7b 所示的从与同一体模相互作用的单一锥形束所生成的散射。如图 5-7 所示,由所述系统 200 所生成的图像足以使得计算机 234 控制所述辐射源 202 的定位以把辐射精确地导向至所述患者的所期望的感兴趣区域。

[0051] 虽然先前对于图 2a-c 的成像系统 200、200a 和 200b 的描述涉及到形成锥形束断层摄影图像,但是所述成像系统 200、200a 和 200b 也可以被改变成生成数字层析 x 射线照相组合图像。其中的唯一区别在于,所述计算机 234 包括从每一个所述扇形束取得图像数据并且按照不同于锥形束计算机断层摄影的公知方式对其进行重建的软件。通过使用准直器 204 将会减少数字层析 x 射线照相组合图像中的散射。

[0052] 现在参照图 3a-d,当所述扇形束扫过被成像的对象时,可以动态地调制所述扇形束的强度,并且生成类似于来自物理的蝴蝶结状滤波器的非均匀射束强度分布。此外,可以基于被成像的对象的形状来调制所述 x 射线强度分布。此外,可以基于所述 x 射线投影角度和被成像的对象的形状来调制所述 x 射线强度分布。

[0053] 所述系统 200 以及下面描述的本发明的其他实施例的一个特定特征是在没有信噪比(SNR)损失并且没有对于患者的附加辐射曝光的情况下抑制散射的能力。此外,如后面所讨论的那样,所述系统 200 还可以调制跨越所述患者的射束强度,以避免伪像并且最小化所述患者接收的辐射剂量。

[0054] 如前所述,可以使用旋转准直器(参见图 3a-d)或者线性移动的狭槽准直器来减少由系统 200、200a 和 200b 所形成的锥形束断层摄影图像或数字层析 x 射线照相组合图像中的散射。这种准直器可以被用来减少图 2a-b 的兆伏电压射野成像系统 300 和 300a 中的散射。这种射野成像系统优选地引导具有大约 4MeV 能量的电子撞击目标,以便产生具有从 0 到 4MV 的范围内的能量的 x 射线。所述 x 射线被用来生成所述对象/患者的单一图像。

[0055] 在图 8a-b 中示出了可以与系统 300 和 300a 一起使用的准直器的例子。所述动态准直器 309 被包含在所述系统 300 和 300a 的机头 310 内。

[0056] 如图 8b 中所示,所述准直器 309 包括由 x 射线衰减/吸收材料(比如铅)制成的一对静止的准直器钳夹 312a、b。所述准直器 309 还包括由 x 射线衰减/吸收材料制成的一对准直器钳夹 314a、b。所述钳夹 312a、b 和 314a、b 限定矩形狭槽 316。由于所述钳夹 314a、b 一致地前后移动(参见图 8b 的双箭头),因此所述狭槽 316 的面积恒定并且前后移动(参见图 8a 的双箭头),从而使得扇形束 304 扫描所述患者。所述成像器 306 可以是平板成像器或者一行或多行单独的检测器,所述检测器可以通过可线性移动的臂状物 318 横向

移动,所述成像器截取所述射束 304 从而形成图像。

[0057] 如前所述,所述检测器 306 可以是类似于系统 200、200a 和 200b 的成像器 206 的二维平板检测器。相应地,当所述狭槽 316 扫描过所述场,把多个扇形束 304 穿过所述患者引导到所述成像器 306 上。与成像器 306 一样,在由所述射束 304 限定的区域外所检测到的任何辐射都被抑制,从而形成具有最少散射的二维射野图像。

[0058] 所述检测器 306 优选地是单行或多行分立检测器阵列,其中每一个检测器具有闪烁器和光电二极管。所述分立检测器可以具有比先前提到的平板成像器高得多的检测效率。这是由于所述闪烁器的厚度可以比所述闪烁屏的厚度大很多的缘故。因此,可以实现更高的检测效率。

[0059] 所述检测器阵列可以是单个线性检测器行。但是所述行优选地是弯曲的,从而所有检测器都聚焦到所述兆伏电压 x 射线源 302 上。

[0060] 在操作中,所述单行或多行检测器阵列不会覆盖所述狭槽 316 将要扫描的整个视场。所述检测器将与所述狭槽协调移动,从而使得如果没有患者的话将总是检测到所述扇形束 304 的原发光子。

[0061] 精确受控的线性致动器 318 将被用来移动所述检测器阵列 306。所述检测器阵列 306 优选地在所述患者的轴向方向上从头到脚或者从脚到头移动。当然,所述检测器阵列 306 也可以从左向右或者从右向左移动。

[0062] 现在参照图 9a — b,其中示意性地示出了根据本发明的另一个实施例的扫描聚焦光斑锥形束计算机断层摄影系统 400。所述系统 400 包括 x 射线源 202,所述 x 射线源 202 具有旋转阳极 222 和固定阴极 224。所述阴极 224 可以包括通过热发射而生成电子的金属丝(filament)。所述旋转阳极 222 由在被电子撞击时生成 x 射线的材料制成,比如钨或者钼。固定校准器 402 被定位在所述 x 射线源 202 的玻璃外罩 226 的内部或外部。虽然图 9a — b 中示出的准直器 402 包含单一狭槽 229,但是其也可以包含多个狭槽,其中每一个狭槽与由电子所撞击的阳极 222 的其中一个区域相关联。

[0063] 如双箭头 404 所示,来自所述阴极 224 的电子束在所述阳极 222 上的聚焦光斑被前后移动,这是通过利用磁场或电场来偏转所述电子束而实现的。所述磁场或电场由控制器或者由计算机 234 内的控制器来控制。所述电子束撞击由所述阳极 222 所占据的多个离散的空间区域。在可选方案中,所述电子束可以撞击连续区域。所述固定准直器 402 把来自所述阳极 222 的 X 射线束整形成狭槽或扇形束 212,其随着所述聚焦光斑被前后移动而扫过所述患者。特别地,随着所述阴极 224 发射电子,所述电子被导向至所述阳极 222 的表面的第一区域,从该处生成初始的 X 射线束 230,所述初始的 X 射线束 230 在第一方向上被导向所述准直器 402 的矩形狭槽 229。第一扇形束 212 随后被导向所述患者的一部分。通过把来自所述阴极 224 的电子导向至所述阳极 222 的区域中的第二区域而生成第二扇形束 212。继续执行上述过程,从而使得生成扫描过所述患者的宽度 W 的多个扇形束 212。在对所述患者 P 进行成像的过程中,按照类似于前面关于图 3a — d 的实施例所描述的方式,所述 X 射线扇形束 212 在所述横平面内从右向左扫描过或扫过所述患者 P 以在所述检测器 206 处产生 2D 图像。当然,所述系统 400 可以被设置成使得所述射束 212 从左向右扫描。此外,可以用一维检测器来替代所述二维检测器 206,所述一维检测器移动以便跟踪扫描过所述患者 P 的扇形束 212,并且按照前面关于图 3a — d 的实施例所描述的方式生成二维图

像。因此,所述系统 400 可以被称作扫描聚焦光斑锥形束计算机断层摄影系统。

[0064] 应当注意到,上面描述的 x 射线源 202、准直器 402 和检测器 206 及其变型可以替代图 2a — c 的计算机断层摄影和数字层析 x 射线照相组合系统 200、200a 和 200b 的 x 射线源 202、准直器 204 和检测器 206。这种系统按照类似于前面关于图 2 — 3 的实施例所描述的方式来生成图像。

[0065] 通过减少散射来提高图像质量的另一种方法是采用根据申请人的发明的另一方面的准锥形束计算机断层摄影系统。在该方面中,主要在以下方面改变图 2a — c 的系统 200、200a 和 200b :1) 用多束 x 射线源替代所述 x 射线源 202,正如下面将描述的那样;以及 2) 用具有弯曲形状的多行检测器来替代平板成像器 / 检测器 206。在图 10 中示意性地示出了这种准锥形束计算机断层摄影系统 500。特别地,所述系统 500 包括线性多束 x 射线源 502 和多行分立闪烁器 / 光电二极管检测器阵列 504。所述阵列 504 可以由本领域所公知的具有数据采集单元的光电二极管 / 闪烁器阵列模块来构造。当被适配成与图 2a 的系统 200 一起使用时,所述 x 射线源 502 和检测器阵列 504 被安装在旋转鼓 210 上,以便(源 502) 和(阵列 504) 与由所述鼓 210 所限定的旋转平面垂直对准。

[0066] 如图 11a — b 所示,所述 x 射线源 502 包括真空压力下的单一圆柱状玻璃管 506。所述管 506 沿着 z 方向的长度近似为 38cm,并且在 z 方向上在等中心处覆盖 19cm。多个碳纳米管阴极 508 (比如总共 20 个)彼此相等地间隔开大约 2cm。替换地,可以用相应的金属丝来替代每一个阴极 508,所述金属丝被加热到使得可以通过在所述阴极与栅电极 512 之间建立电势而拉出电子的温度。

[0067] 可以容易理解单一纳米管阴极 508 的操作。特别地,由于纳米纤维尖端的小半径以及所述纳米纤维的长度,阴极 508 与阳极 510 之间施加的电势产生高局部场。这些高局部场使得电子通过隧道效应从所述纳米管尖端进入到所述真空中。这种纳米管的例子可以从 Xintek, Inc. 买到,其中可以获得高达 500mA 的电流。

[0068] 通过施加在所述栅电极 512 与所述阴极 508 之间的电势 V_g 把电子从所述碳纳米管阴极 508 中拉出。通过电势 V_a 对所述电子进行加速,并且通过电势 V_f 和聚焦电极 514 把所述电子聚焦到小聚焦光斑上。当电子撞击在钨或钨阳极目标 510 上时通过轫致辐射效应生成 X 射线光子,在对人体进行成像时其具有大约 80 — 130keV 的能量。聚焦电极 514 把所述电子导向阳极目标 510 的不同部分,以便按照类似于关于图 9a — b 的 x 射线源 202 所描述的方式生成各个 x 射线束。为了防止所述阳极 510 过热,在所述阳极 510 内形成管道 516,通过所述管道循环冷却水。所述管电流(即撞击所述阳极 510 的电子的电流)优选地大约是 167mA。

[0069] 如图 11a — b 中所示,所述 x 射线源 502 包括单一阳极 510 和多个阴极 508,其中每一个阴极 508 由控制器(比如未示出的 MOSFET 控制器)控制,以便在所期望的电流下按照所期望的顺序激活所述阴极。

[0070] 如下所述地顺序激活所述阴极 508,以便生成撞击由所述阳极 510 所占据的离散空间区域的多个 x 射线束。在操作中,把可变 DC 电压 V_g (<1kV)施加到所述栅电极,以便从所述阴极 508 中提取电子。可以使用单独的控制器或计算机 234 来控制所述控制器电路。当 V_g 大于临界发射场时,从该激活的阴极 508 发射电子。为了在所述目标上生成来自不同起源的扫描 x 射线束,把具有预定脉冲宽度的脉冲(pulsed)控制信号扫过所述单独的控制

器。在每一点处,所述通道被“打开”以便从特定的阴极 508 生成电子束,所述电子束从所述阳极上的相应的焦点产生 x 射线束。

[0071] 通过对所述栅电极 512 进行编程而以近似 300Hz 的速率顺序地接通及关断所述阴极 508,其中假设机架旋转速度为 60s/ 转、600 次投影、所述管的 z 扫描周期为大约 0.1 秒、20 个阴极以及 50% 的检测器停工时间(deadtime)。高于 100kHz 的速率也是可能的。如图 11b 中所示,发射自每一个阴极 508 的电子撞击所述阳极 510 的不同部分,从而在沿着所述 z 轴的不同位置处顺序地形成多个 x 射线束 230。所述 x 射线束 230 穿过相应的滤波器 520 和(相对于 x 射线源 502)静止的准直器 522。所述准直器 522 限定各狭槽 524,所述狭槽与所述阴极 508 一一对应。如图 10 和 11b 中所示,所述狭槽 524 可以是矩形的,其宽度小于所述射束 230 的宽度从而形成扇形束 212,所述扇形束被导向至检测器 504。通过顺序地接通及关断所述阴极 508,扇形束扫过将被成像的所述患者或对象。在这一处理期间,所述鼓 210 围绕所述患者缓慢旋转,从而捕获多个二维图像,所述二维图像可以被用来生成三维准锥形束计算机断层摄影图像。

[0072] 作为替换方案,可以用图 12 中示意性地示出的 x 射线源 600 来替代图 10 — 11 的 x 射线源 502。在该实施例中,所述阴极 602 是连续的线形的。施加到栅电极栅格 512 的电压 604 在不同位置处拉出电子。这是通过在不同栅极处施加栅极电压 604 来控制的。每个电极的电势 604 可以被单独控制。可以形成所设计的栅极电压分布 606,以便在一个维度中把所述电子 608 聚焦到聚焦光斑 610。可以通过栅极 612 及其电压 614 在另一个维度中聚焦所述电子 608。通过对所述栅极电压进行编程,所述 x 射线束可以沿着所述阳极 510 进行扫描。该实施例的主要优点在于,与图 12a — c 中的分立阴极方法相比,x 射线束扫描的空间分辨率可以高得多。所述聚焦光斑 610 可以是沿着所述阳极 510 的任何位置。

[0073] 对于系统 500 (不管其使用图 11 还是图 12 的 x 射线源)的一种可能的变型是对于所述准直器 522 使用矩形狭槽 524 以及把检测器 504 的各个检测元件朝向所述旋转等中心 0 聚焦,正如图 10 和 13a 中所示出的那样。虽然这种变型并不是理想情况,但是其确实说明了准锥形束计算机断层摄影与传统的锥形束计算机断层摄影之间的关系。例如,图 13a 示出了 x 射线束 212 在所述 x 射线源 502、600 和检测器阵列 504 的单一位置处扫描过患者或对象,其中,所述 x 射线源 502、600 垂直于线性检测器阵列 504。术语 S_n 表示所述电子撞击所述阳极 510 的每一个单独的聚焦光斑。术语 D_n 表示所述检测器 504 的每一个单独的检测器的位置。如前面所解释的那样,通过相应的狭槽 524 把在聚焦光斑处生成的 x 射线束准直成扇形束 212。在图 13a 中用三角形区域 $S_n-D_{100}-D_{-100}$ 来指示扇形束。随着所述 x 射线束沿着 S_g-S_g 扫描,其形成四面体体积。因此,在所述 x 射线源 502、600 和检测器阵列 504 的单一位置处扫描的体积不是锥形的,所述锥形体积在传统的锥形束计算机断层摄影中是由点源和二维检测器形成的。可以把该新成像系统称作准锥形束计算机断层摄影,以便区别于传统的锥形束系统。应当注意到,作为一种替换方案,可以用线性检测器阵列来替代所述弯曲检测器阵列。

[0074] 图 13b 示出了通过准锥形束计算机断层摄影在多个机架位置处扫描的体积,其中 $D_{-100}-D_0-D_{100}$ 是检测器 504 的各分立检测器, $S_g-S_0-S_g$ 是从准直器 522 的各狭槽 524 发出的 x 射线束 212。如图 13a 中所示, $D_0-S_g-S_g$ 形成三角平面。在所述鼓 210 (或者图 2b 的支座 308 或者图 2c 的 C 形臂 218) 顺时针旋转的同时,所述检测器 D_0 移动到 D_0' , 并且所述 x

射线束移动到 S_{s_8}' ，正如图 13b 中所示出的那样。另一个检测器占据与原始位置 D_0 完全相同的位置。由该检测器和源阵列 $S_{s_8}' - S_8'$ 形成具有倾斜角的新平面。随着旋转继续，形成越来越多的具有更大锥角的平面。如图 13c 所示，通过把这些平面层叠在一起获得锥体积。因此，通过对所述数据进行重新排序，准锥形束计算机断层摄影几何形状与传统的锥形束计算机断层摄影系统完全相同。用于传统的锥形束计算机断层摄影的相同的图像重建算法可以被用于准锥形束计算机断层摄影的图像重建。

[0075] 如上所述，把所述检测器 504 的各单独的检测元件聚焦在所述旋转等中心上并不是最优的设计。系统 500 的最优变型是把检测器 504 的各单独的检测器元件聚焦在所述 x 射线源 502 上，从而使得 x 射线串扰被最小化，并且可以使用准直器来进一步抑制散射。这种配置还允许在所述检测器上更简单地安装准直器栅格，以便提供对平面内散射的进一步抑制。在这种变型中，如图 14a 中所示，准锥形束计算机断层摄影在几何形状方面与锥形束计算机断层摄影略有不同。所述配置基本上与图 13b 中相同，其不同之处在于，所述检测器聚焦到所述 x 射线源。在所述机架旋转到另一个角度之后，线 $S_{s_8}-D_0$ 上的检测器不完全位于检测器的原始位置 D_0 处。其略微向下偏移。所述偏移随着机架角度增大。因此，在经过重新排序之后，所述锥不具有如图 14b 中示意性地示出的唯一的顶点。

[0076] 应当注意到，对于利用如图 11a - c 中所示的分立阴极的线性扫描 x 射线源的实施例来说，由于每一个单独阴极的尺寸，所述 x 射线束以有限步长（比如 1cm）进行扫描。为了在轴向方向上实现更高的图像分辨率，用多行线性检测器阵列来替代所述单行检测器阵列 504。所述检测器尺度可以比所述阴极之间的间距小很多。因此，可以提高轴向分辨率。如果每一个单独的检测器是方形的话，则可以实现各向同性分辨率（isotropic resolution）。

[0077] 所述 x 射线源的射野视观（beam-eye view）偏离（offside）中心平面（比如 S_8 ），所述弯曲的检测器阵列不像图 15a 中示出的那样直。为了适应这一点，如图 15b 中所示，所述准直器狭槽开口对于偏离的 x 射线源应当是弯曲的。所述准直器 700 在中心处具有直开口，并且在偏离中心的地方（offside）具有曲率逐渐增大的弯曲开口。所述狭槽开口的曲率由相应的射束的射野视观中的检测器的曲率决定。

[0078] 现在参照图 16，平板检测器 206 可以被用在准锥形束断层摄影系统中。来自源 502 或 600 的扫描 x 射线束 212 仍然被准直成扇形。每一个扇形束都垂直于平板检测器 206 的表面。如果没有患者 P 存在的话，每一个扇形束 212 直接照射检测器 206 的窄缝区域。所述检测器 206 的其他区域仅仅接收散射，因此不像先前关于图 4 所描述的那样被读出，从而抑制了大部分散射。该实施例的优点在于可以很简单地获得精确重建的图像。不需要有复杂的扫描轨迹。可以使用鲁棒且高效的 Feldkamp 类型重建算法，从而不会有来自近似锥形束重建的伪像。单次轴向扫描不满足对于精确锥形束计算机断层摄影重建的数据充分条件。当所述锥角较大时，近似重建导致一些伪像。缺点在于，平板检测器的性能当前不如分立检测器。

[0079] 图 16 中示出的系统的替换实施例是使用聚焦的多行检测器来替代平板检测器 206。在多行螺旋 CT 扫描器中就是这种情况。在传统的螺旋 CT 扫描中，当检测器的行数增加时，所述锥角变得更大。散射和近似重建随着锥角增多。该实施例的优点在于，可以在很大程度上抑制散射。另一个优点在于，所述锥角对于每一个 x 射线源较小。

[0080] 由于通过所述患者的吸收是可变的,因此对所述 X 射线强度的调制将优化成像过程。例如,在所述患者体内的吸收较高的区域内可以提高所述 X 射线强度,而在吸收较低的区域则可以降低所述强度。因此,可以减少到所述患者的辐射剂量,并且可以避免所述检测器饱和。如前面关于图 1 所描述的那样,过去已经使用了蝴蝶结状滤波器 102 来调制所述患者上的射束强度分布。本发明通过调制图 2 - 16 的系统的扇形束的强度而避免使用蝴蝶结状滤波器,所述调制是通过经由控制器或计算机 234 中的控制器动态调制每一个单独的扇形束 212 的管电流(mA)而实现的。还可以把动态 mA 控制与蝴蝶结状滤波器相组合,从而可以对所述射束强度进行二维调制。

[0081] 利用对每一个单独扇形束的动态 mA 控制来调制射束分布的优点在于,可以很容易地通过对所述管电流进行编程而调节所述分布。可以基于所述射束将穿过的身体厚度来动态改变所述分布。所述厚度取决于所成像的对象的形状以及机架角度。

[0082] 现在参照图 3、9 和 11,可以为每一个单独的扇形束 212(图 3)、230(图 9)、212(图 11)来计算所述患者 P 的厚度。可以基于所计算出的厚度来计算最优的管电流 mA 并且对其进行编程。在扫描期间,按照预先编程的模式来控制所述射束强度。

[0083] 在另一个实施例中,所述动态 mA 控制包括实时地调节所述管电流。可以处理一个扇形束的信号强度。可以通过假设患者几何形状类似于所述一个扇形束的几何形状来确定紧接在所述一个扇形束之后的第二扇形束的最优强度。用所计算出的最优强度来发出所述第二扇形束。可以使用所述第二扇形束的信号来确定其后的射束的强度。对于后续的扇形束重复该过程,直到扫描结束。需要记录所发出的每一个扇形束的强度以便进行重建。

[0084] 上面描述的本发明的实施例可以被实现在各种(宽)锥形束计算机断层摄影系统中,其中包括板上锥形束计算机断层摄影放射治疗单元、多行检测器螺旋计算机断层摄影系统、多行检测器轴向计算机断层摄影系统、C 形臂平板锥形束计算机断层摄影系统以及其他传统的诊断计算机断层摄影系统。可以按照图像引导(image guided)介入的其他形式来采用所述准锥形束计算机断层摄影的应用,比如利用 C 形臂锥形束计算机断层摄影的图像引导外科手术 / 活组织检查。准锥形束计算机断层摄影的散射抑制机制也适用于多行(多达 1024 行)螺旋扫描器和数字层析 x 射线照相组合。

[0085] 前面的讨论仅仅公开及描述了本发明的示例性实施例。本领域技术人员将从所述讨论、附图和所附权利要求书中认识到,在不偏离所附权利要求书中所限定的本发明的精神和范围的情况下可以对本发明做出许多改变、修改和变化。

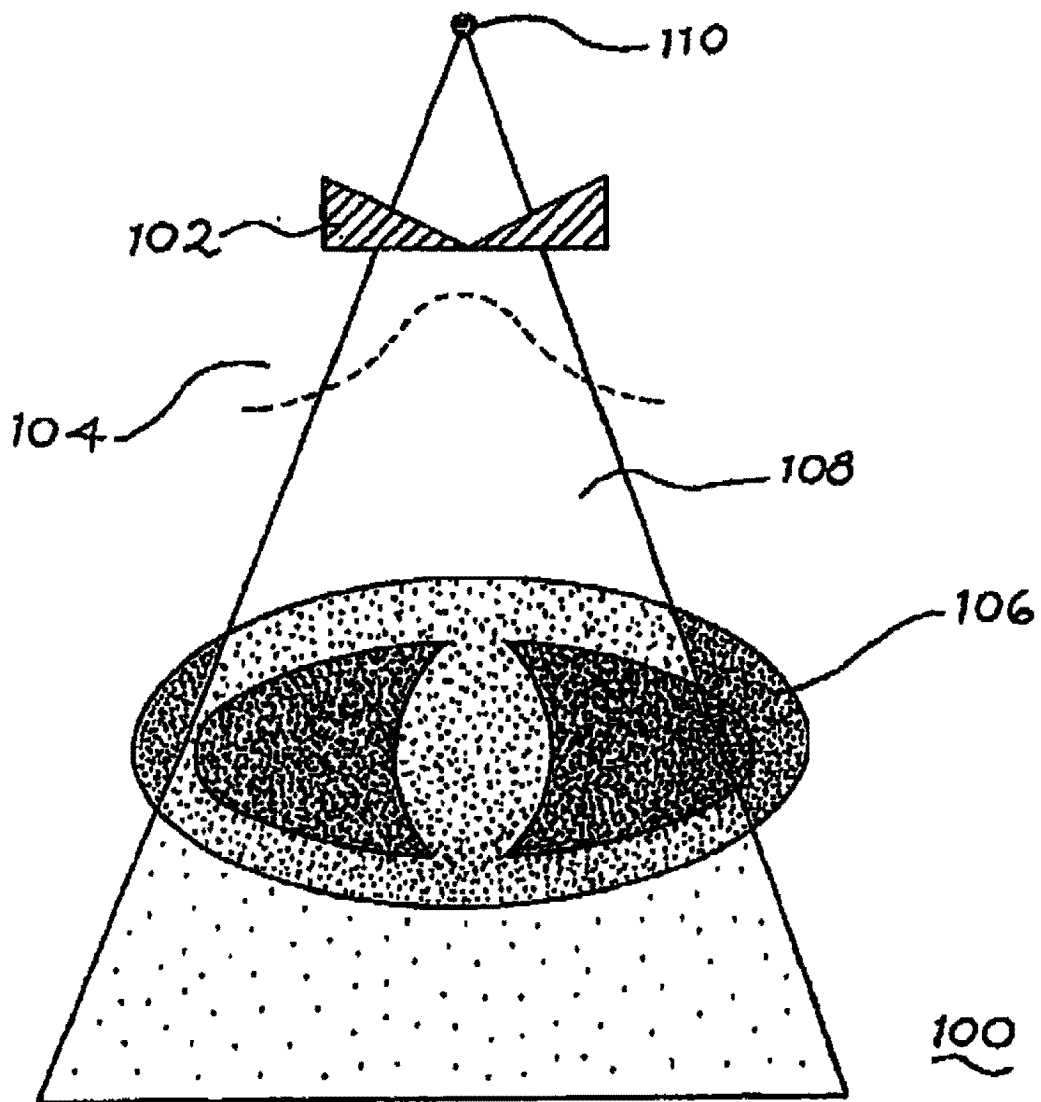


图 1(现有技术)

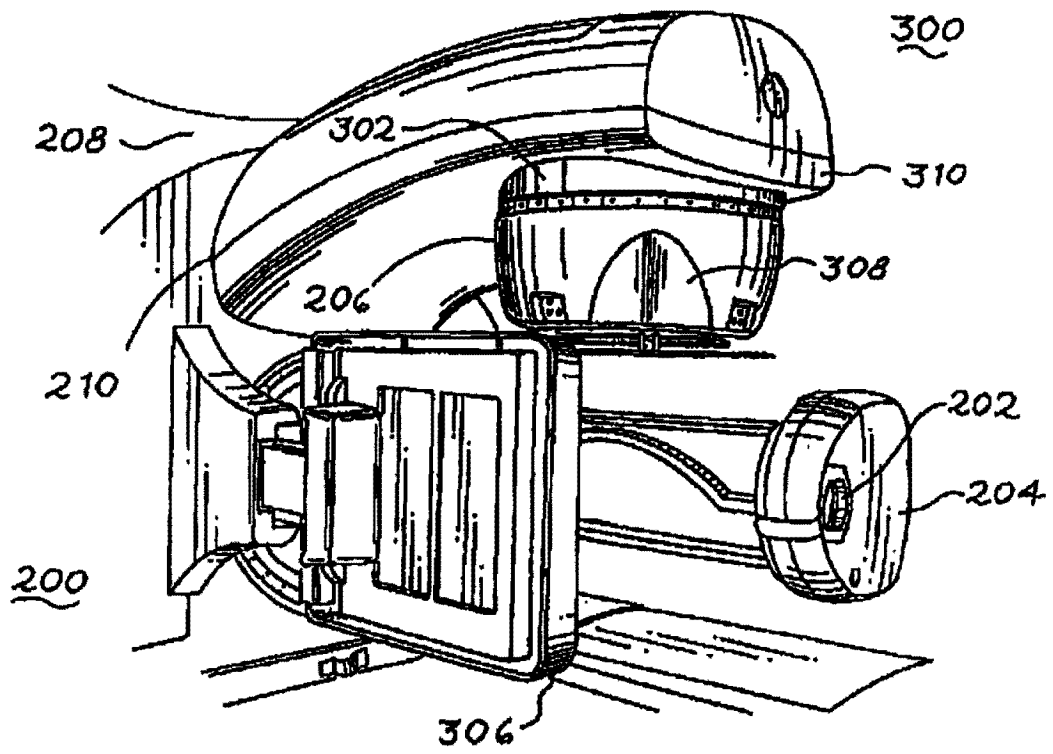


图 2a

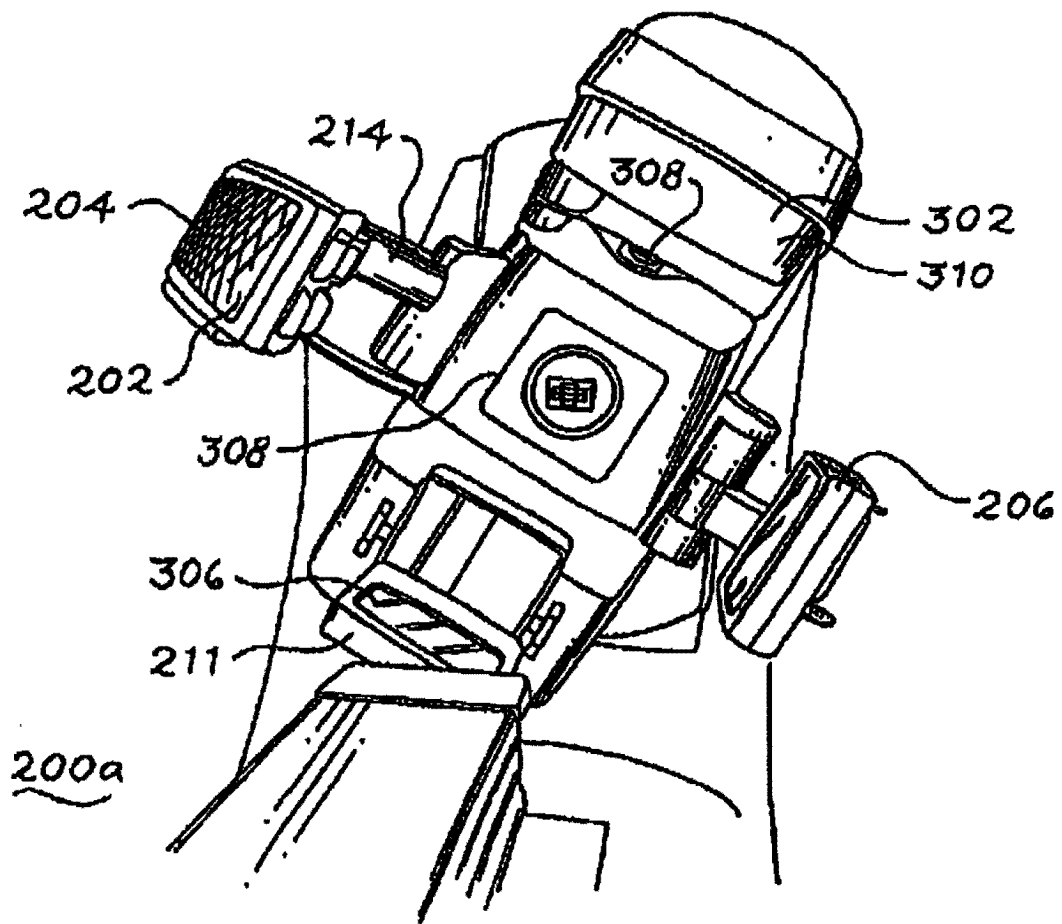


图 2b

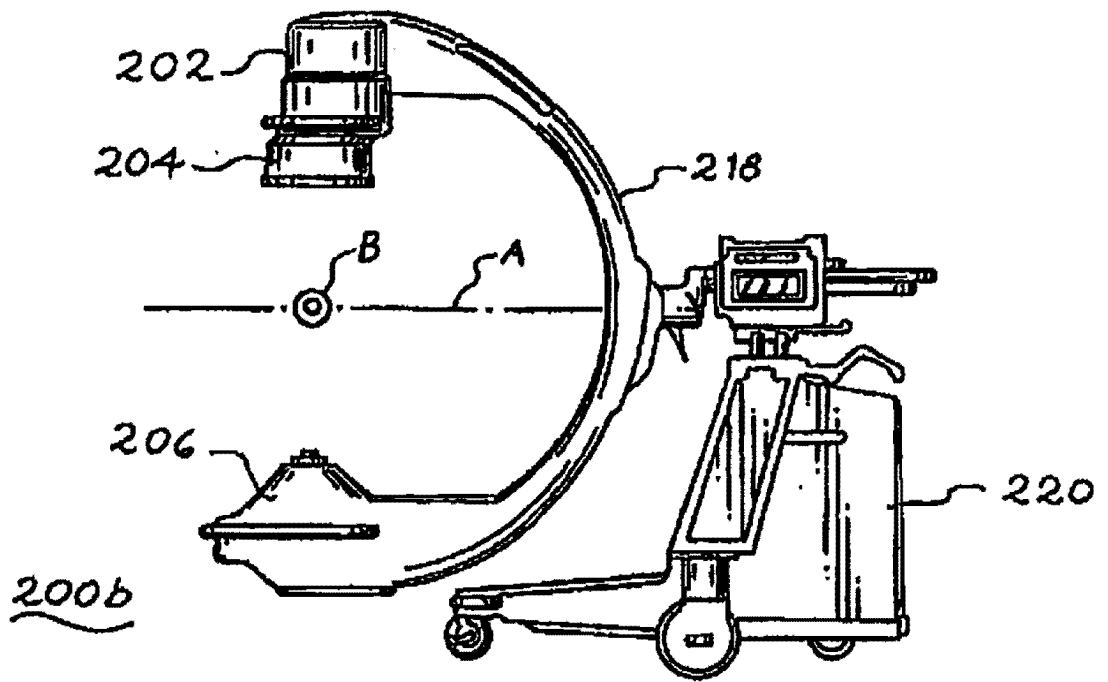


图 2c

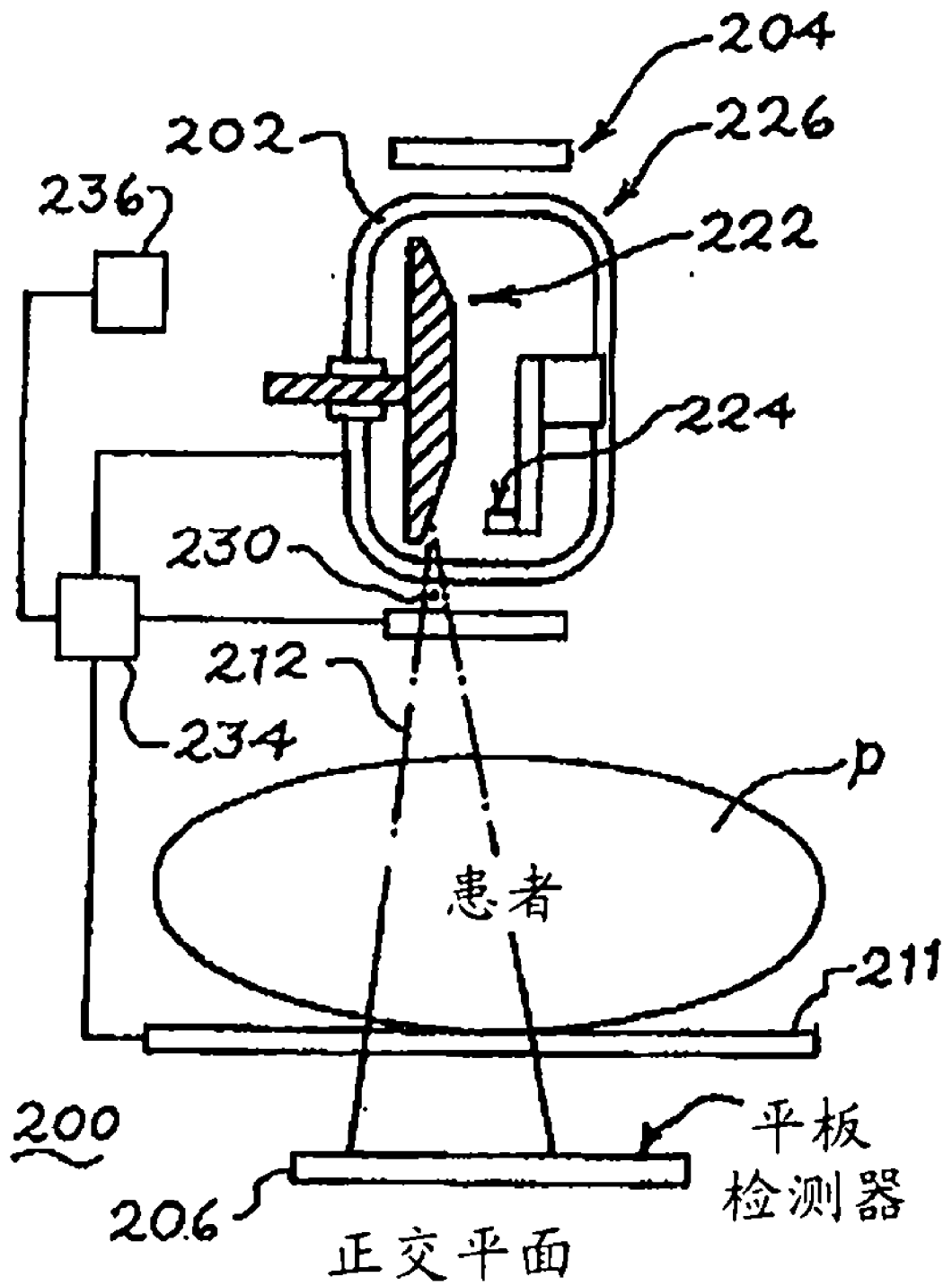


图 3a

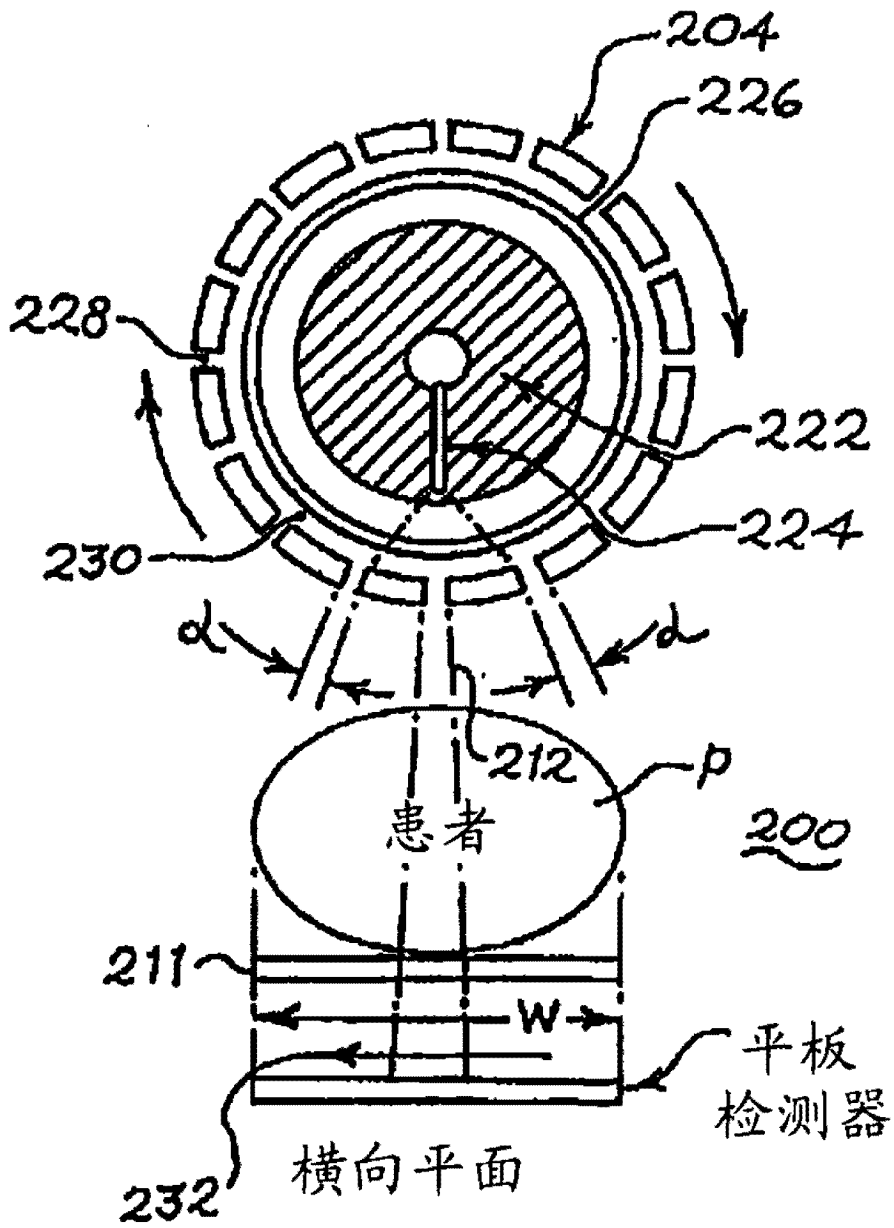


图 3b

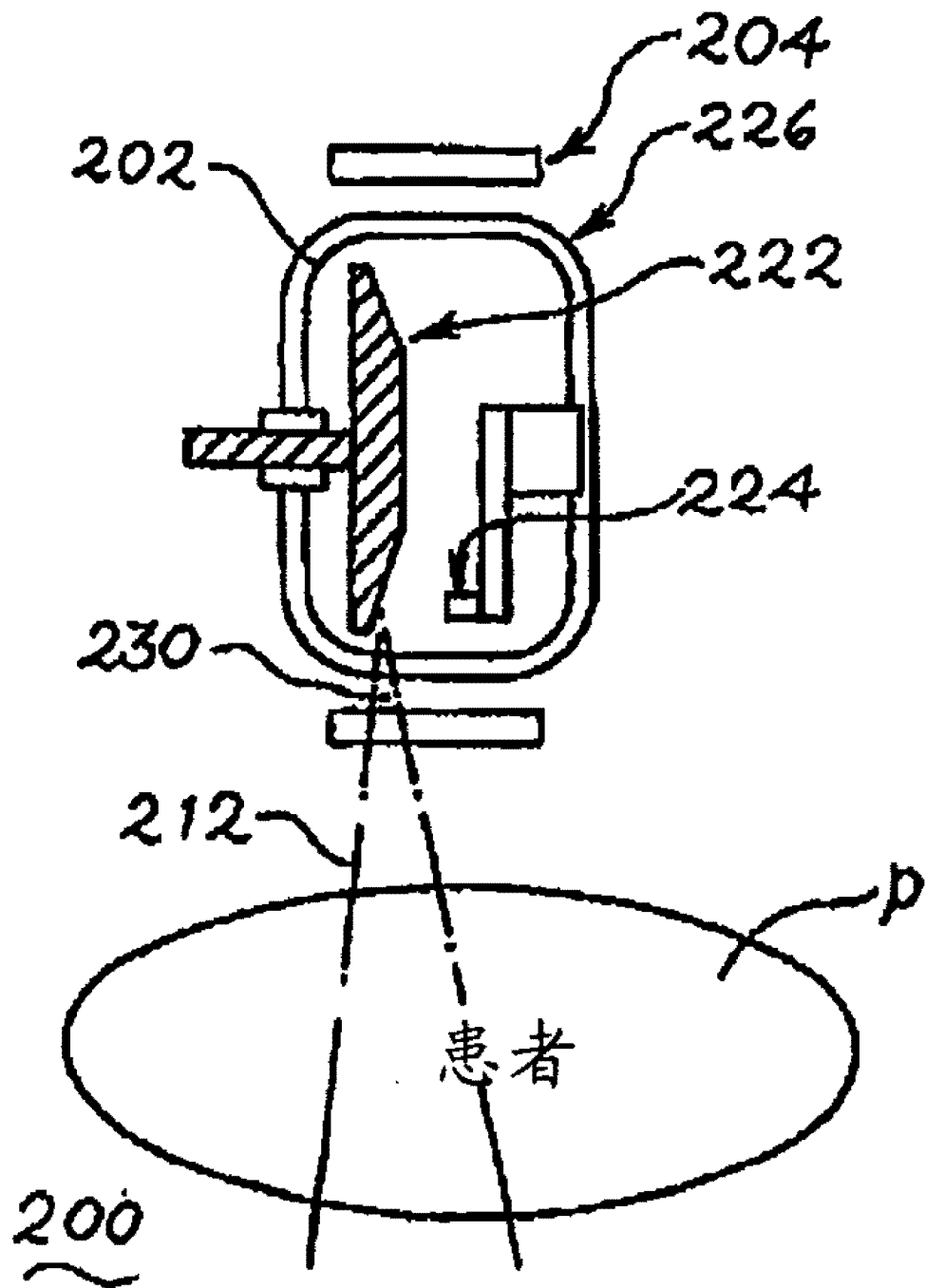


图 3c

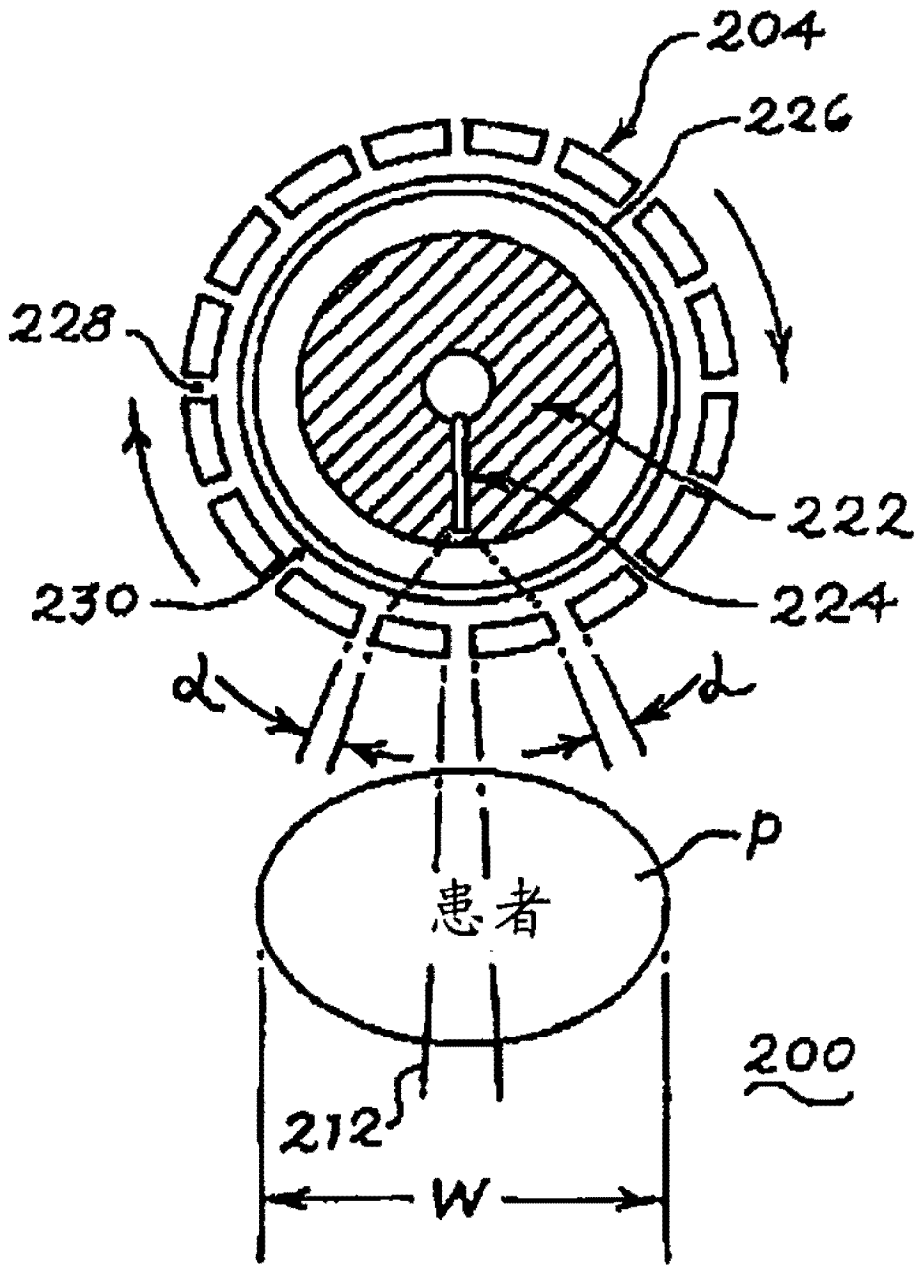


图 3d

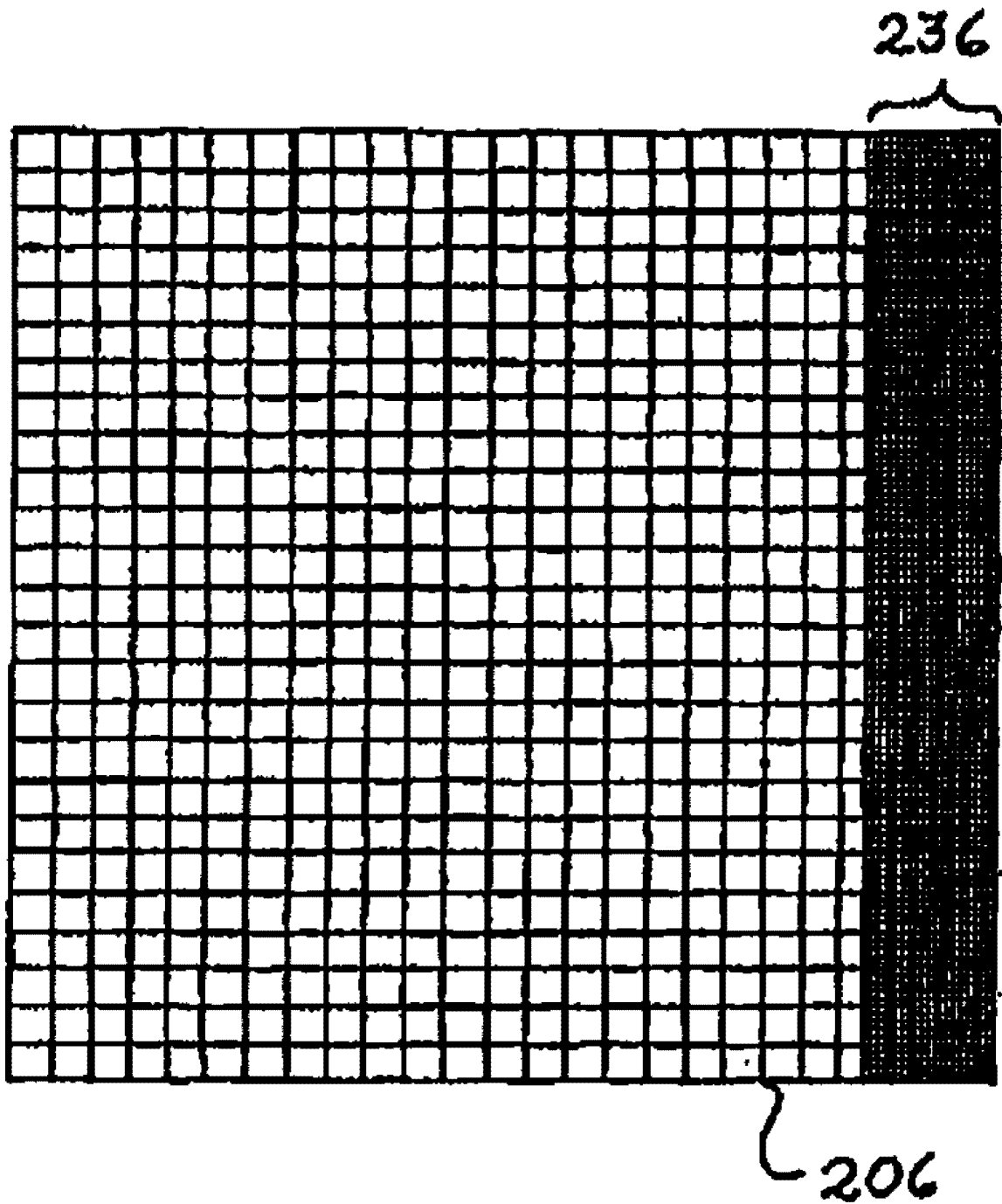


图 4

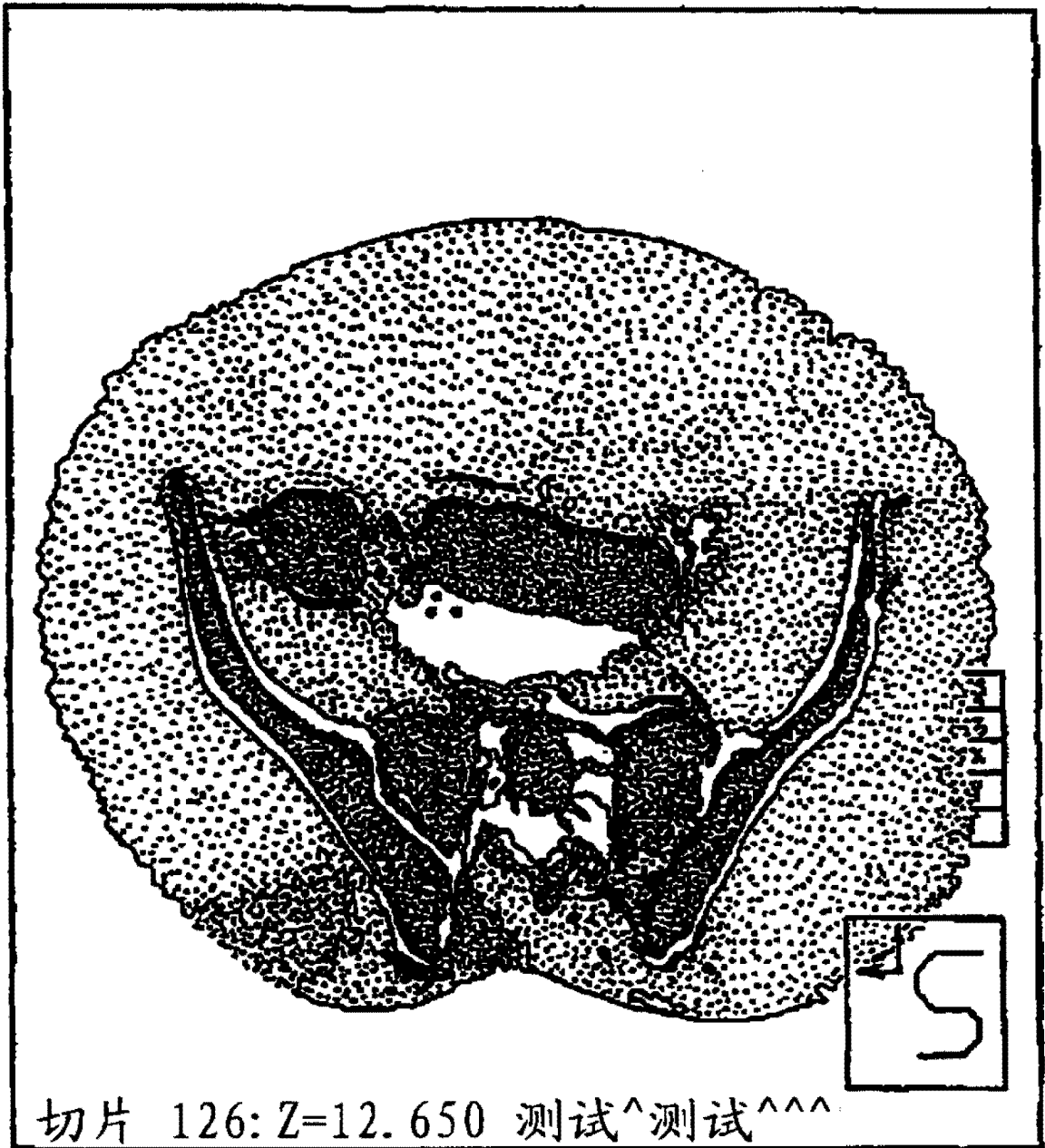


图 5a

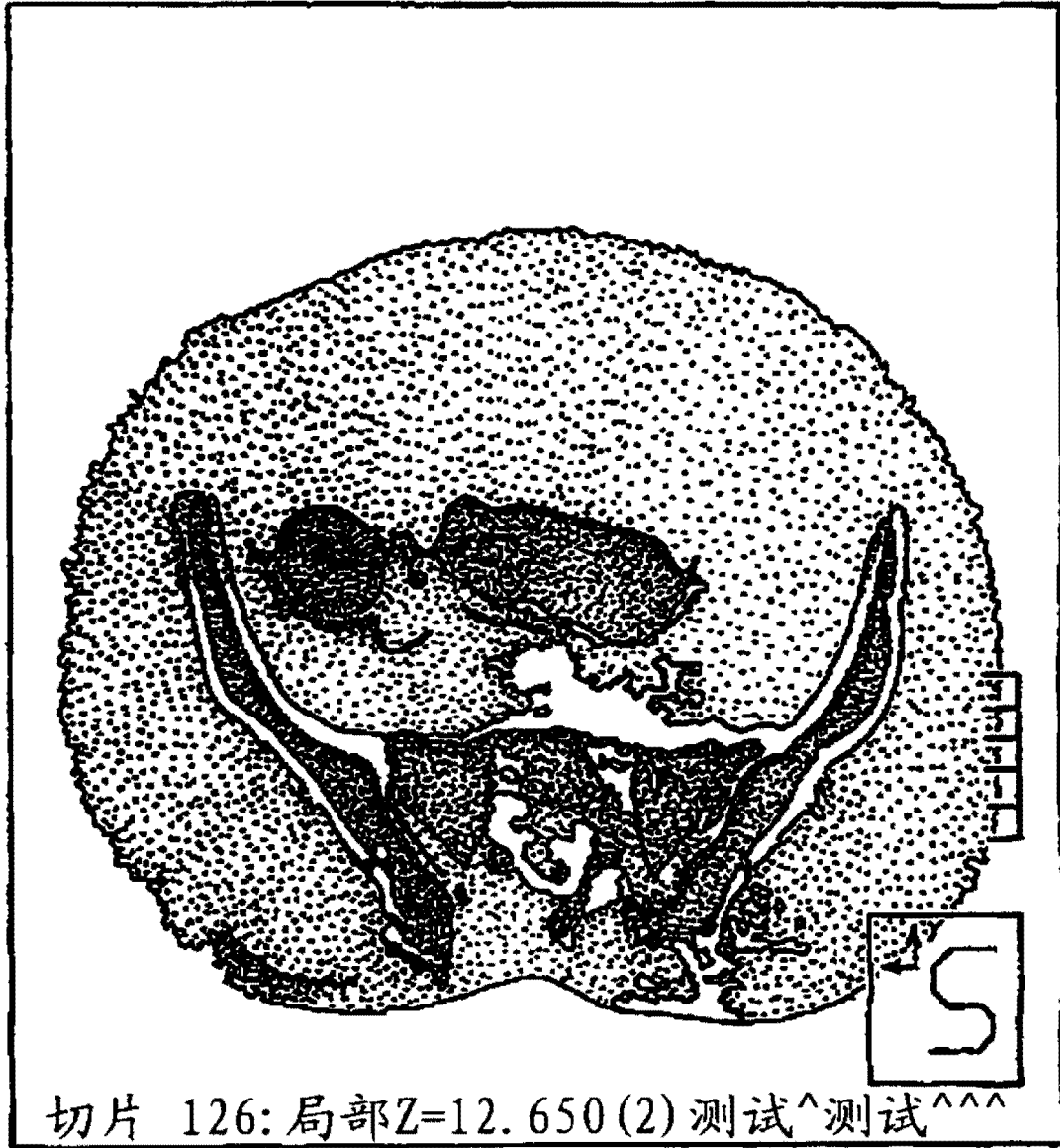


图 5b

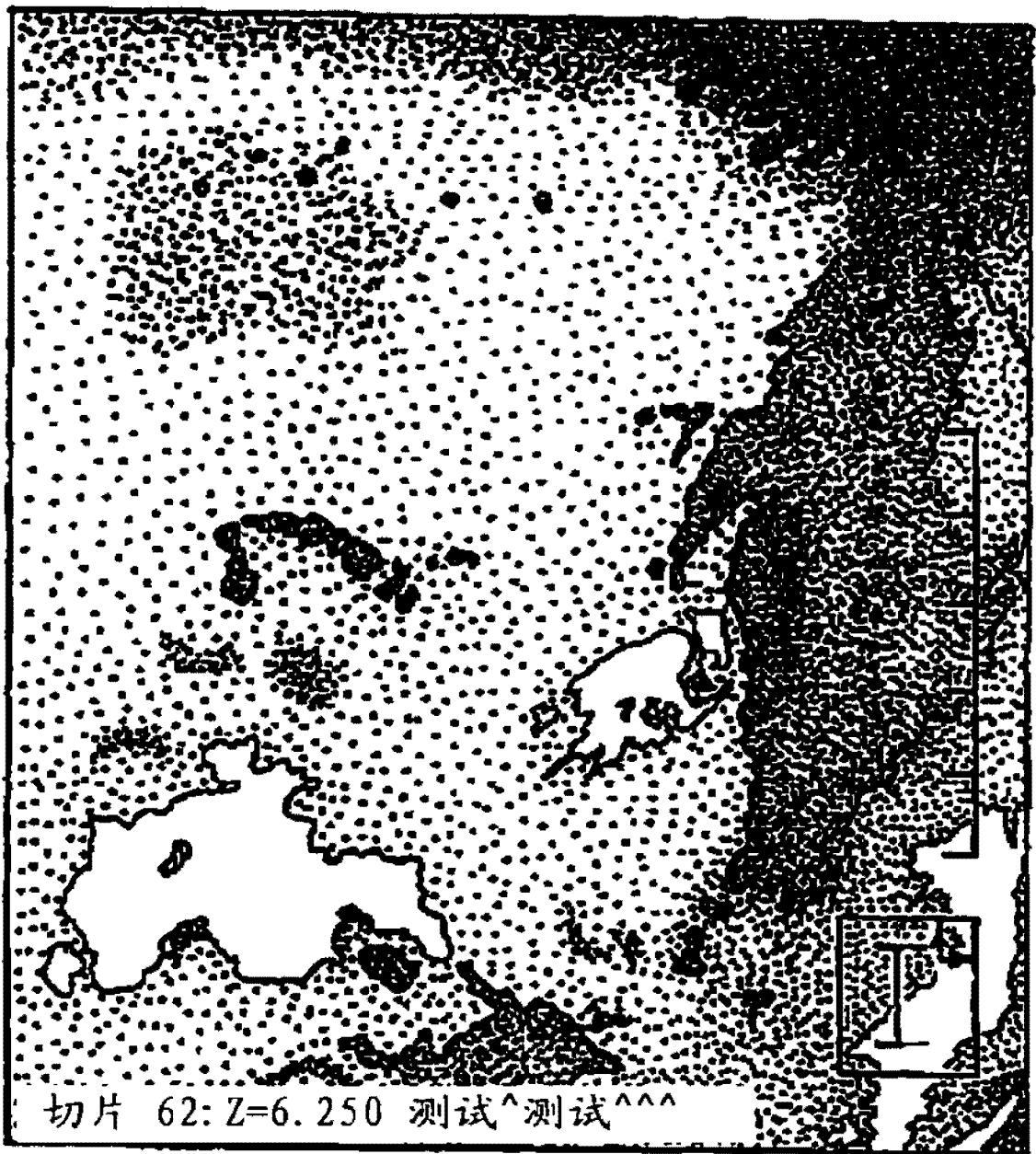


图 6a



图 6b

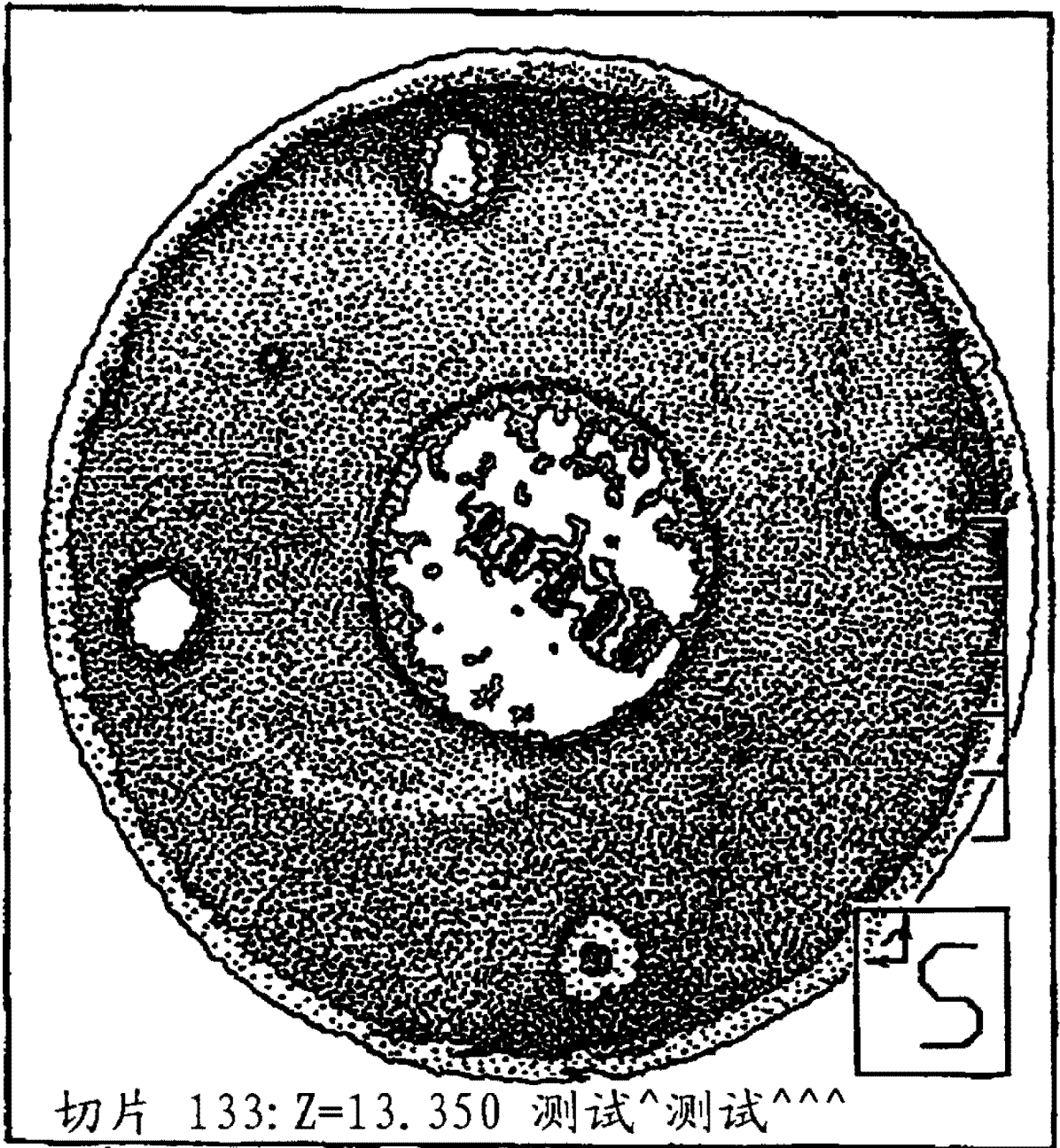


图 7a

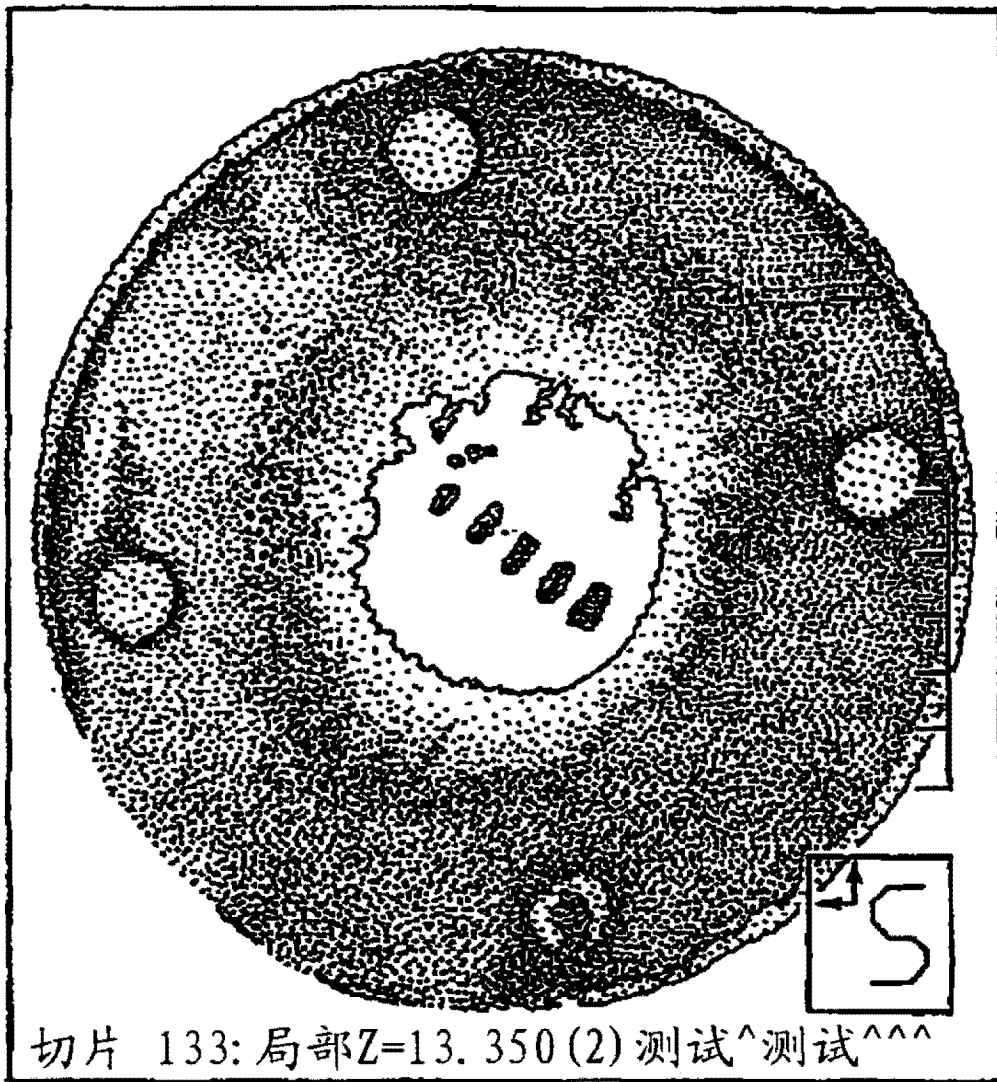


图 7b

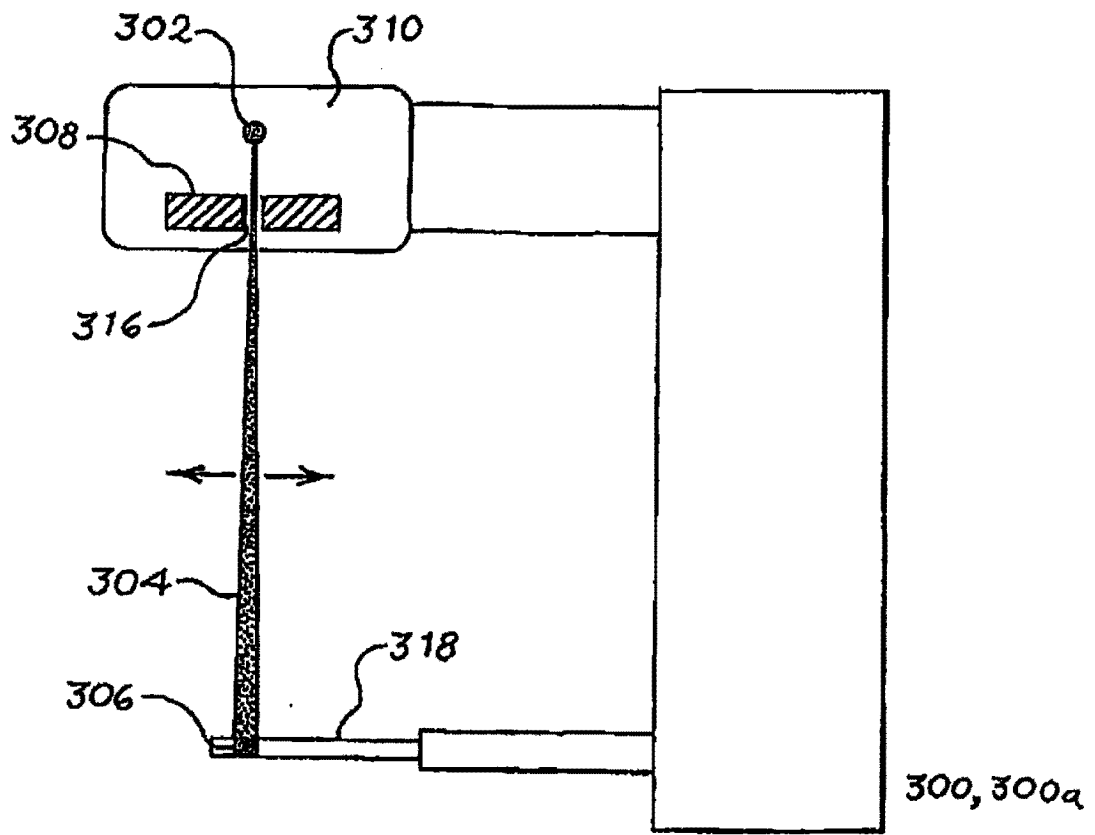


图 8a

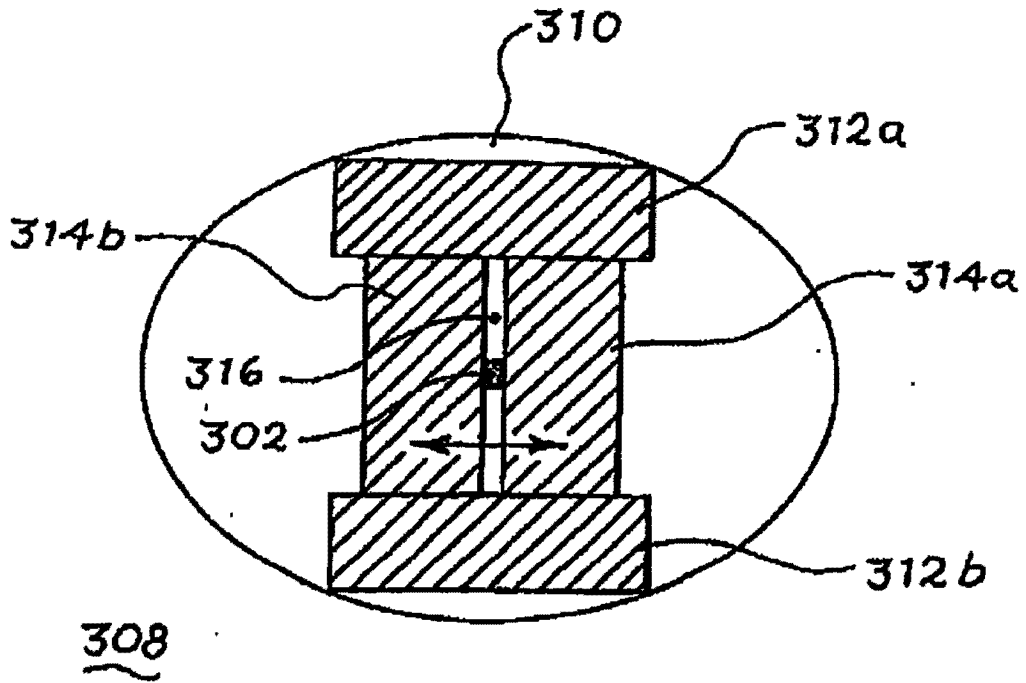


图 8b

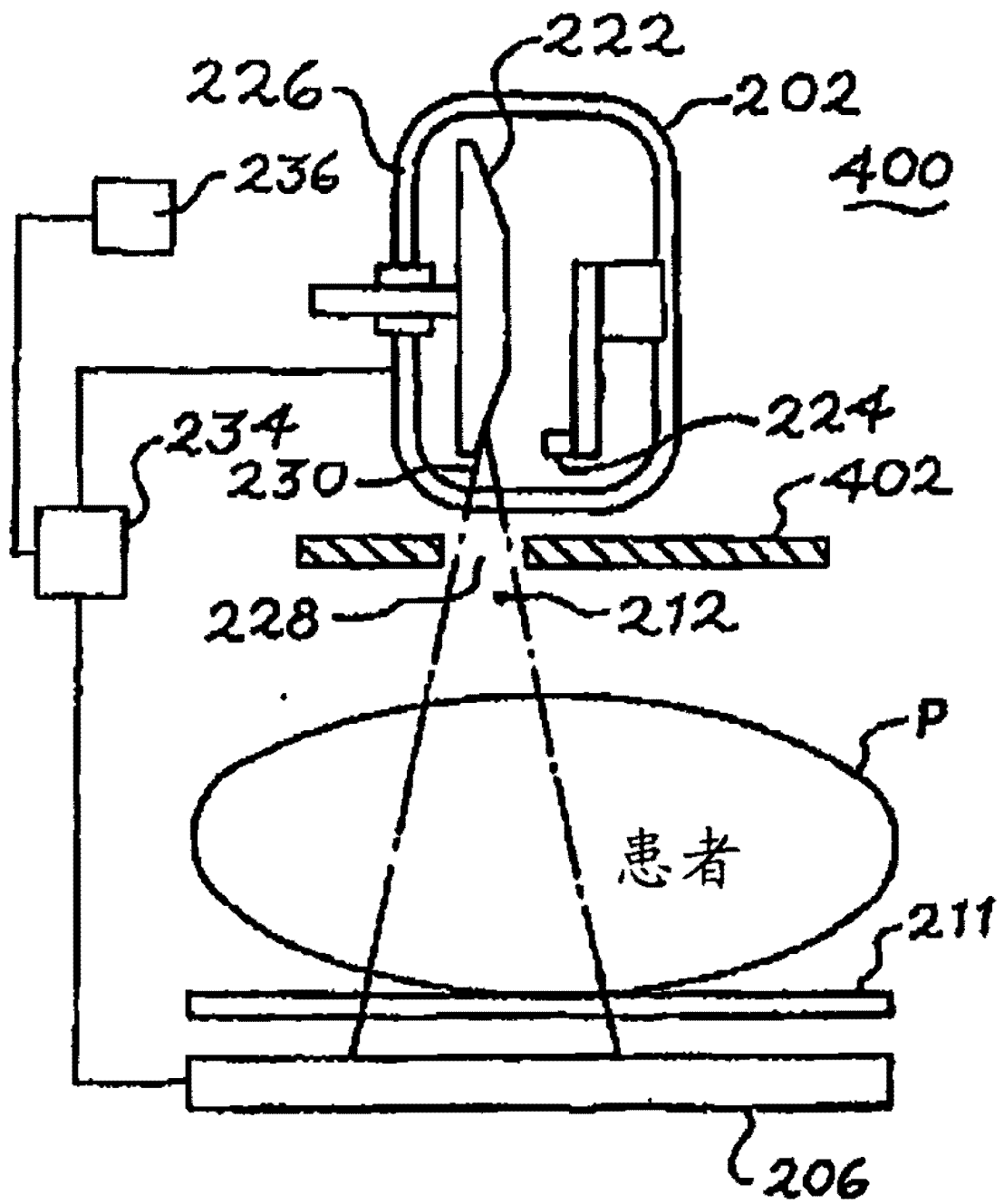


图 9a

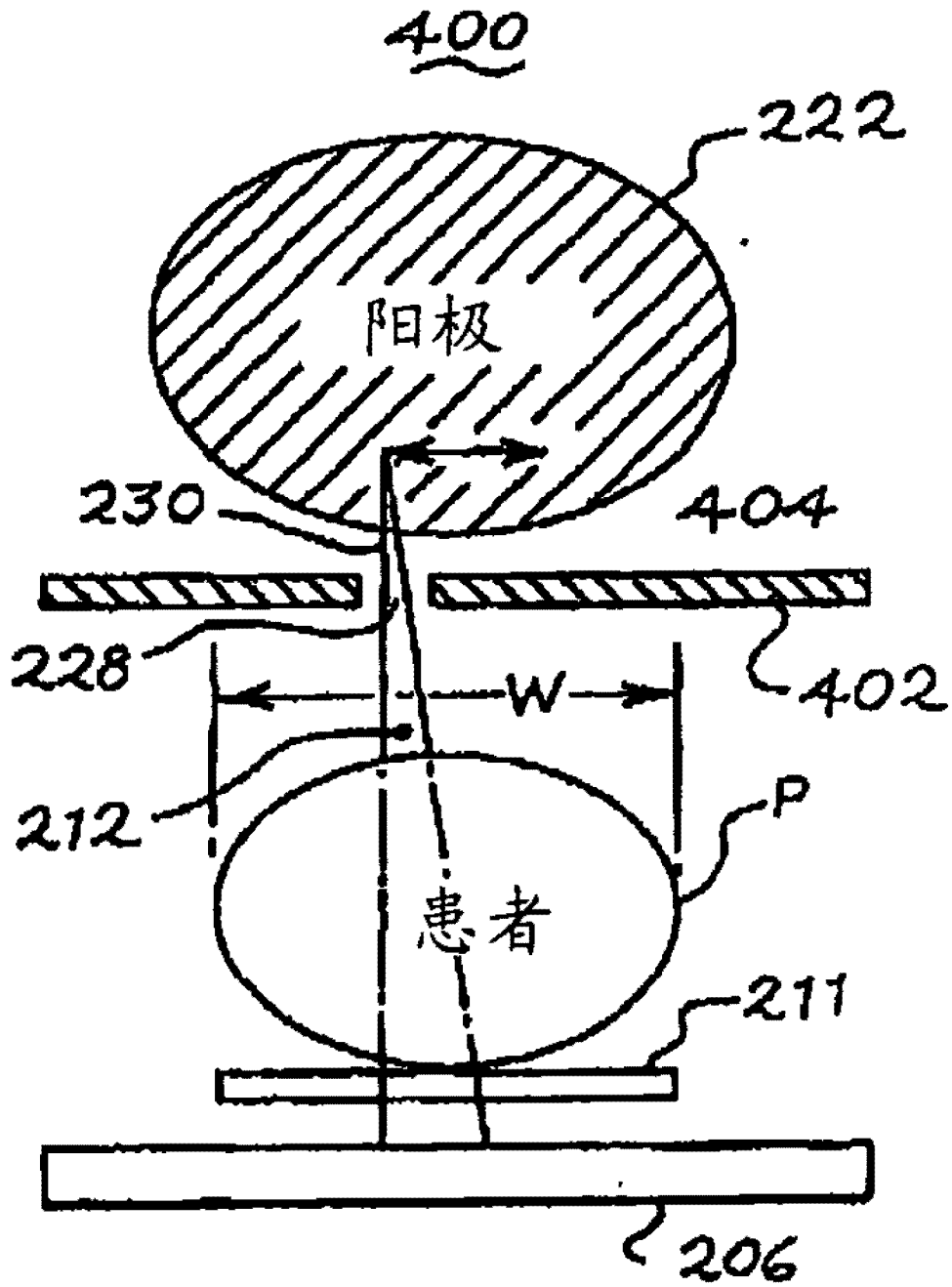


图 9b

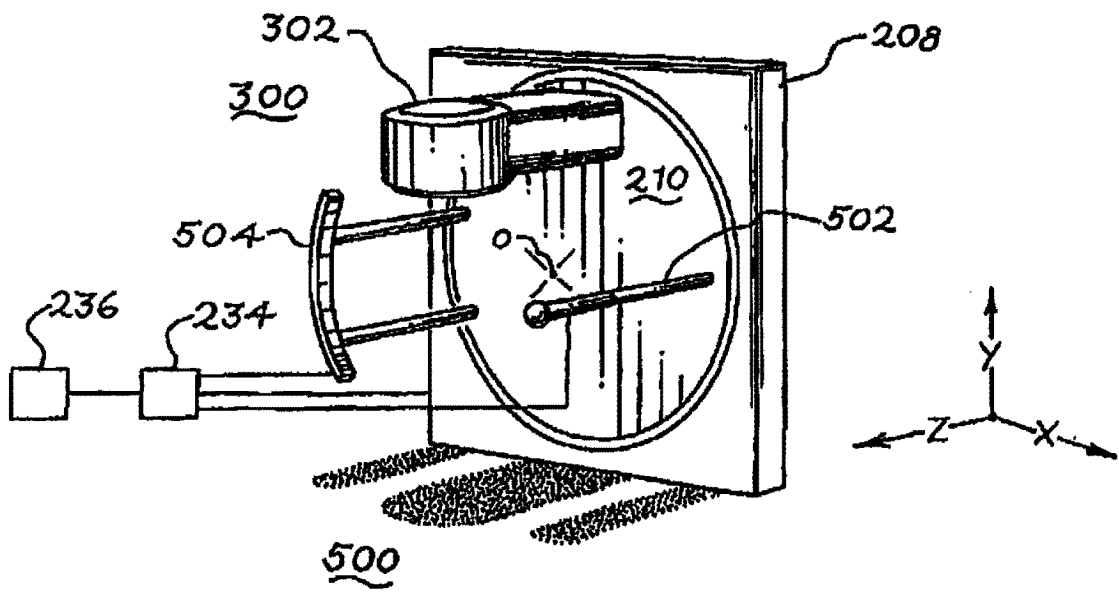


图 10

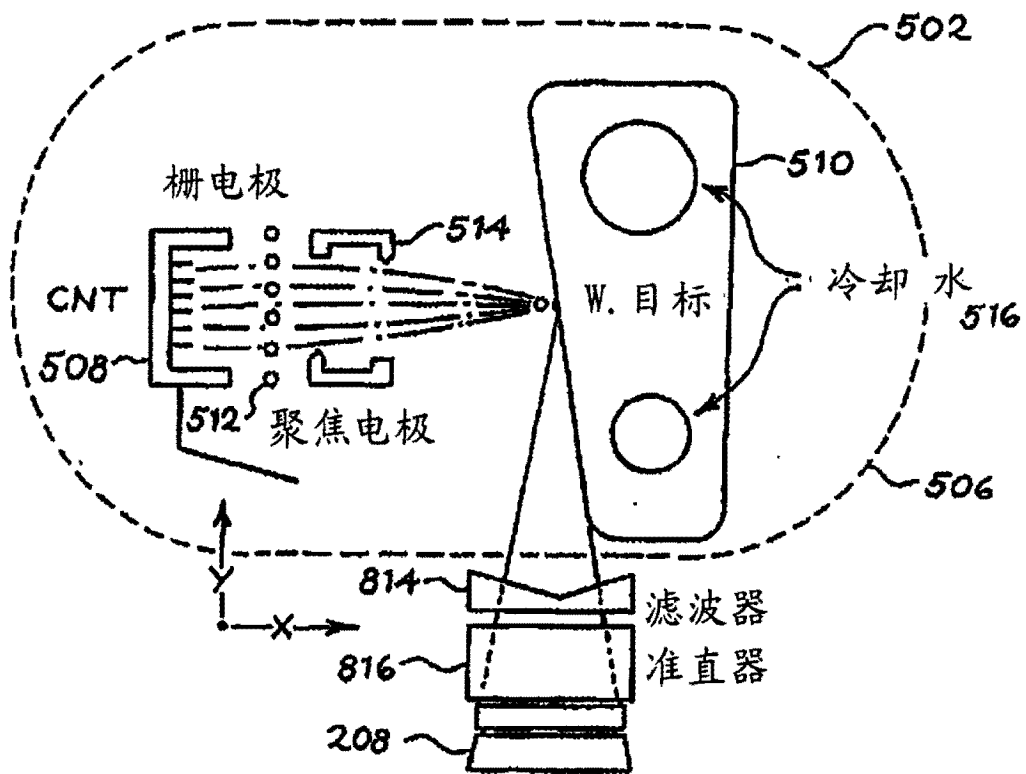


图 11a

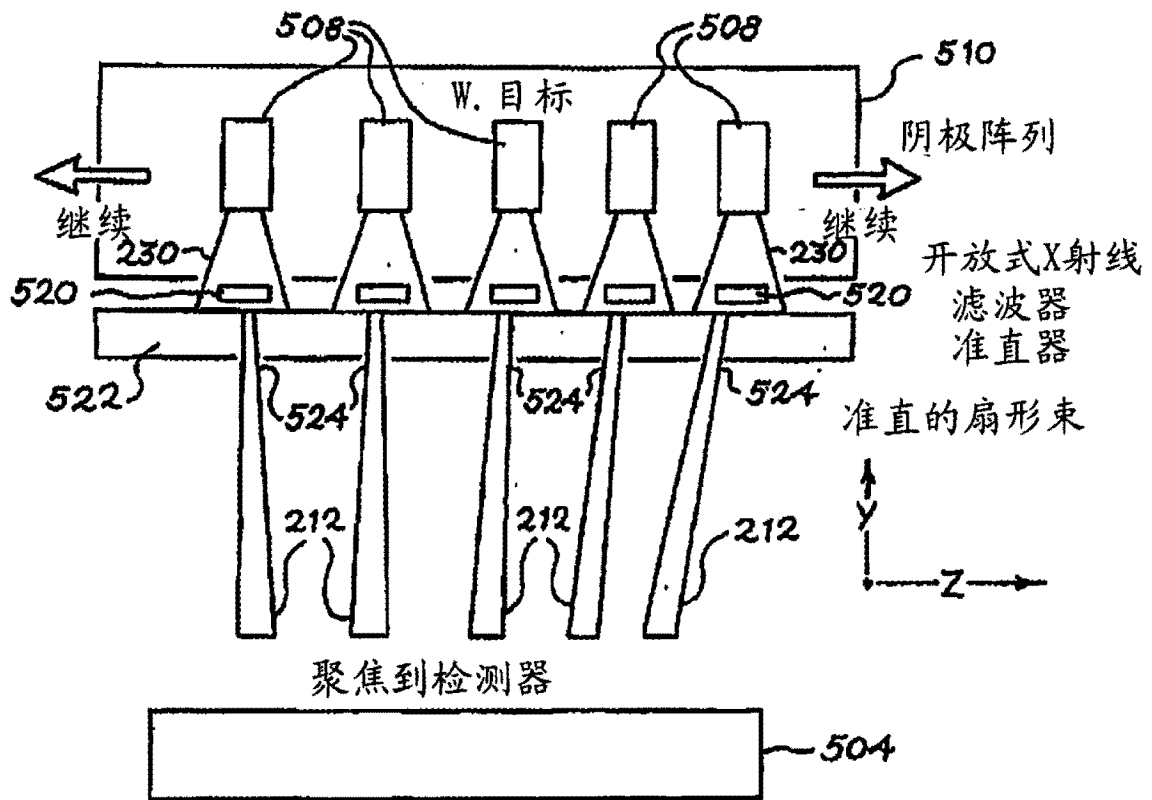


图 11b

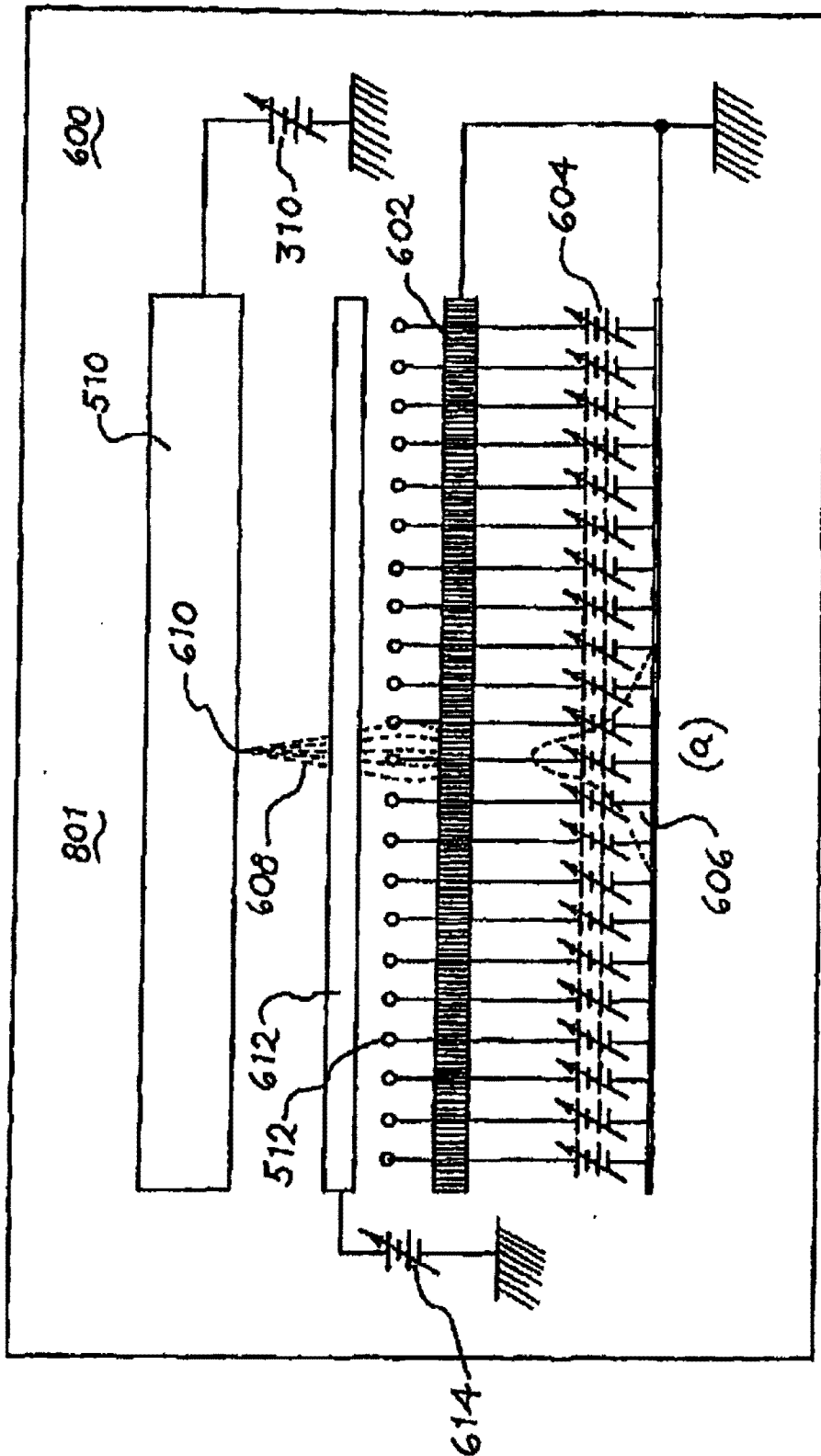


图 12

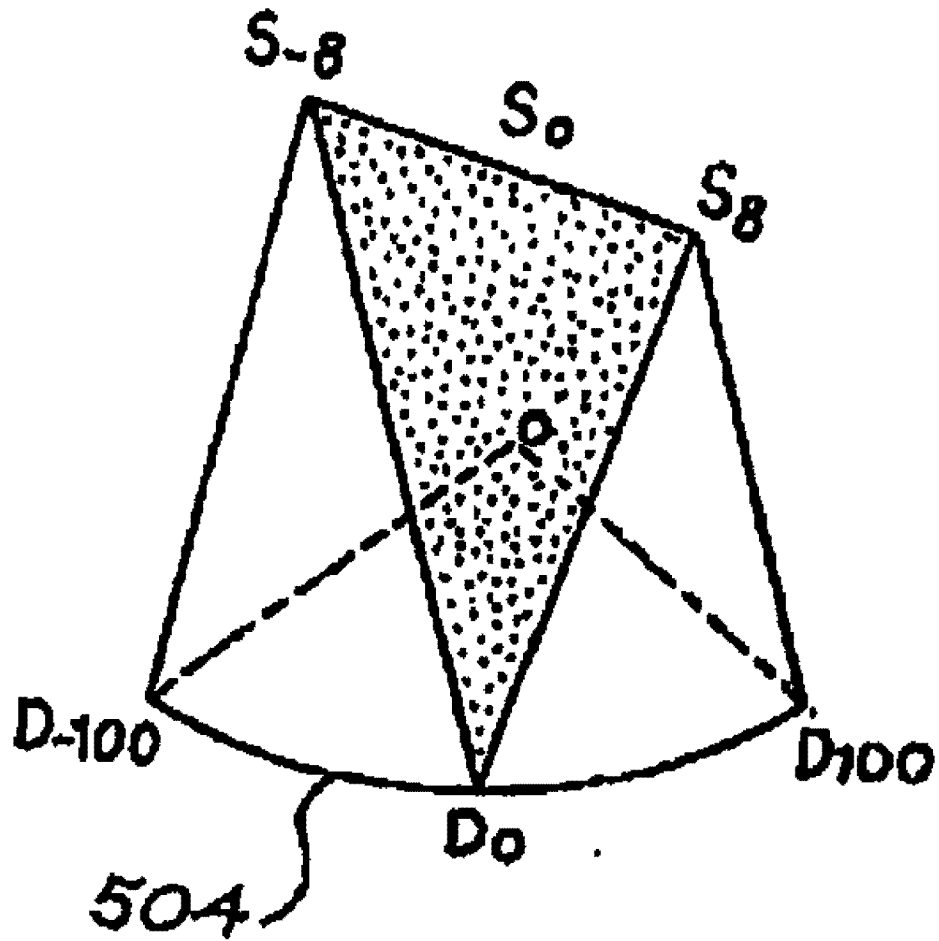


图 13a

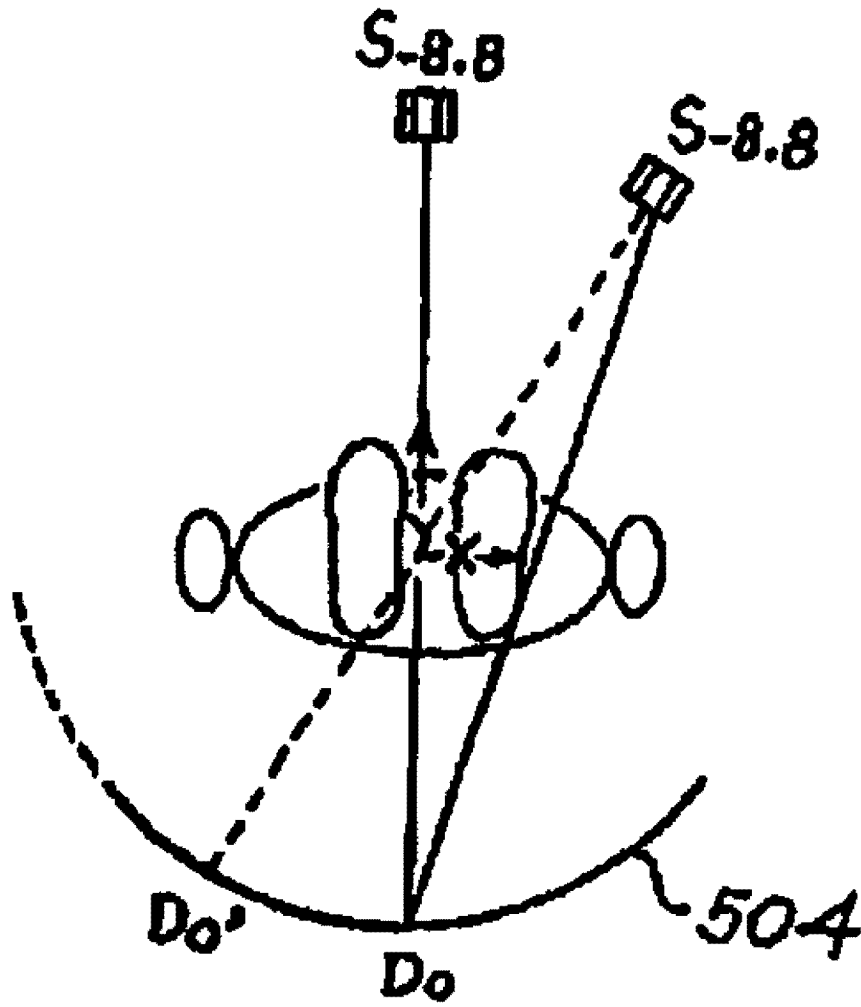


图 13b

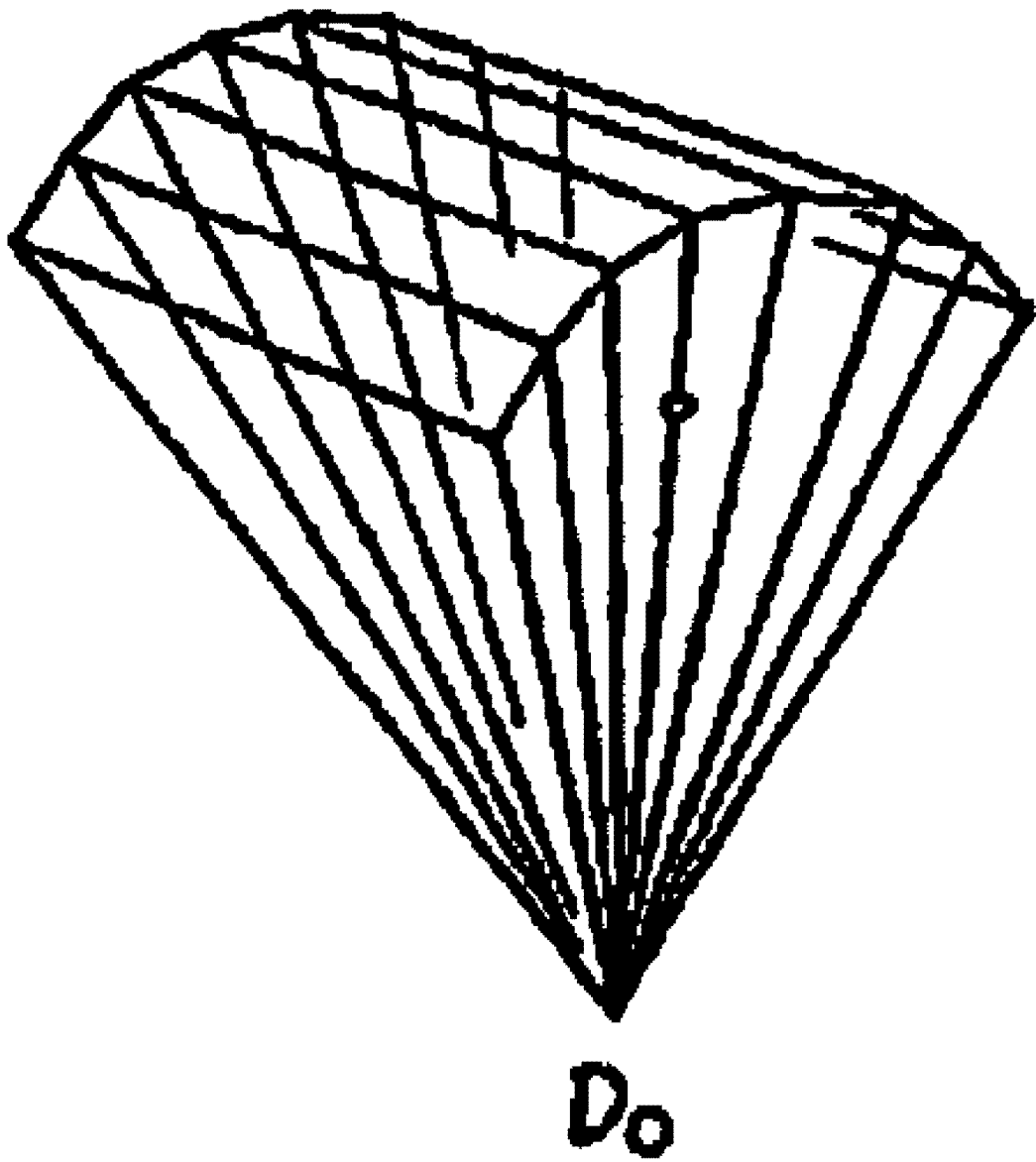


图 13c

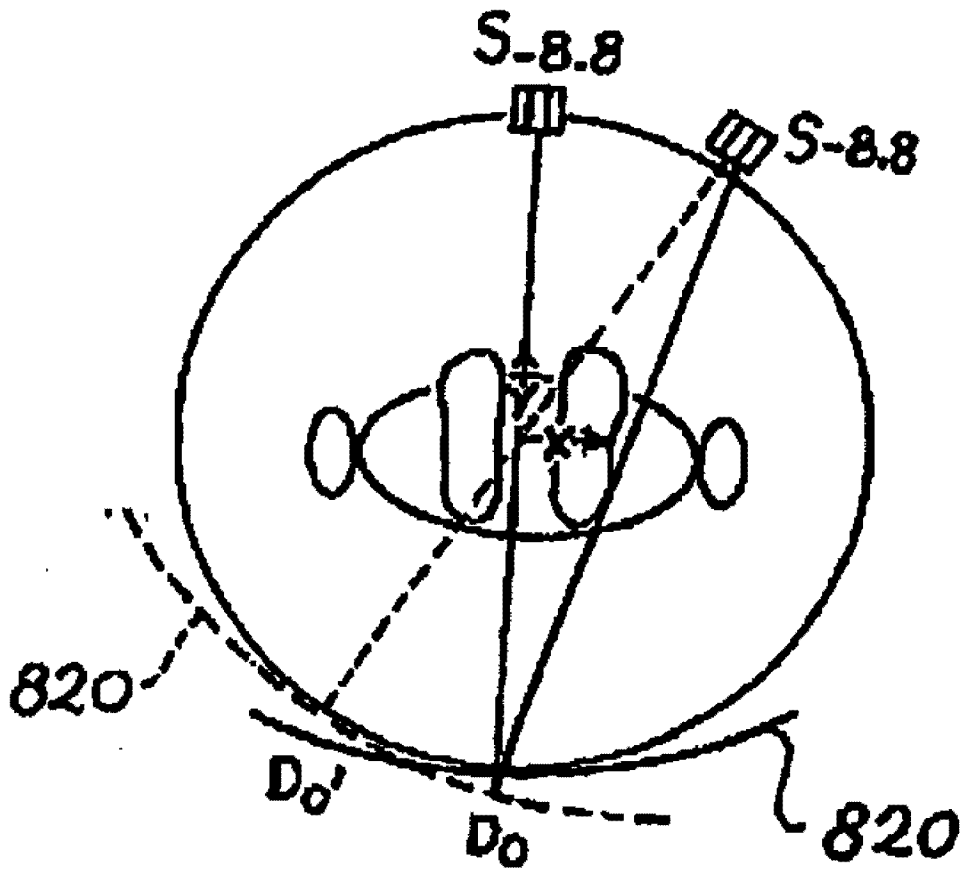


图 14a

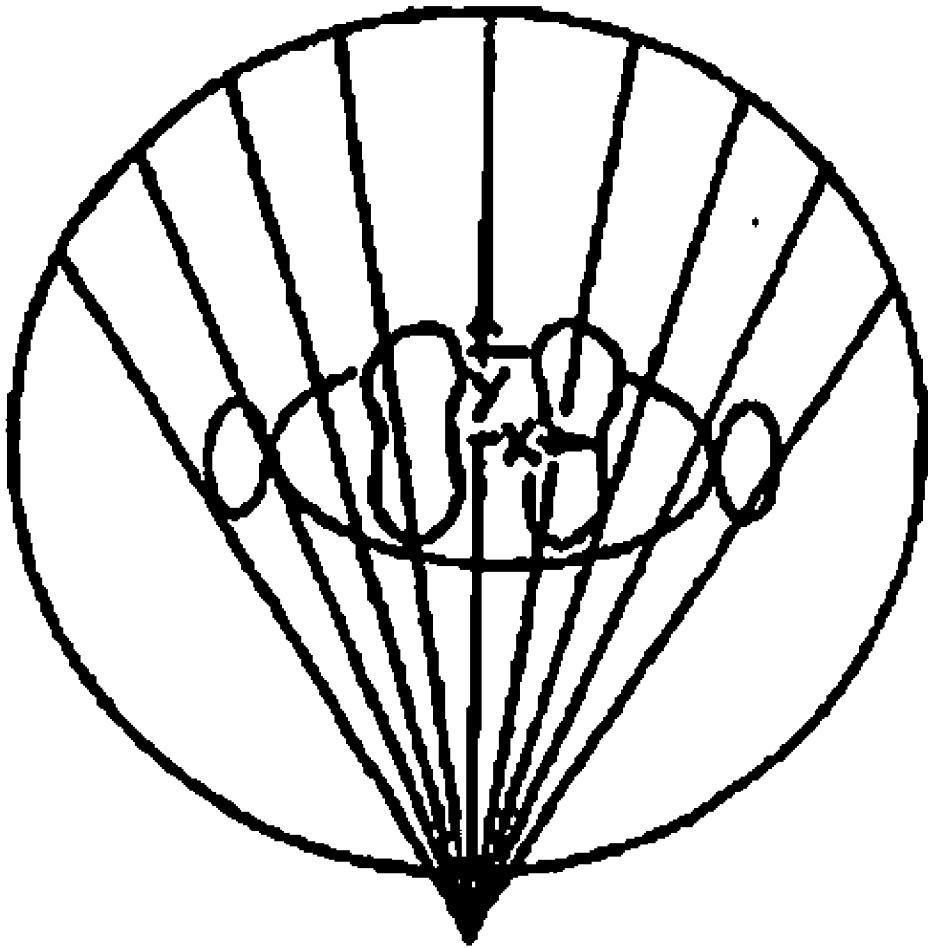


图 14b

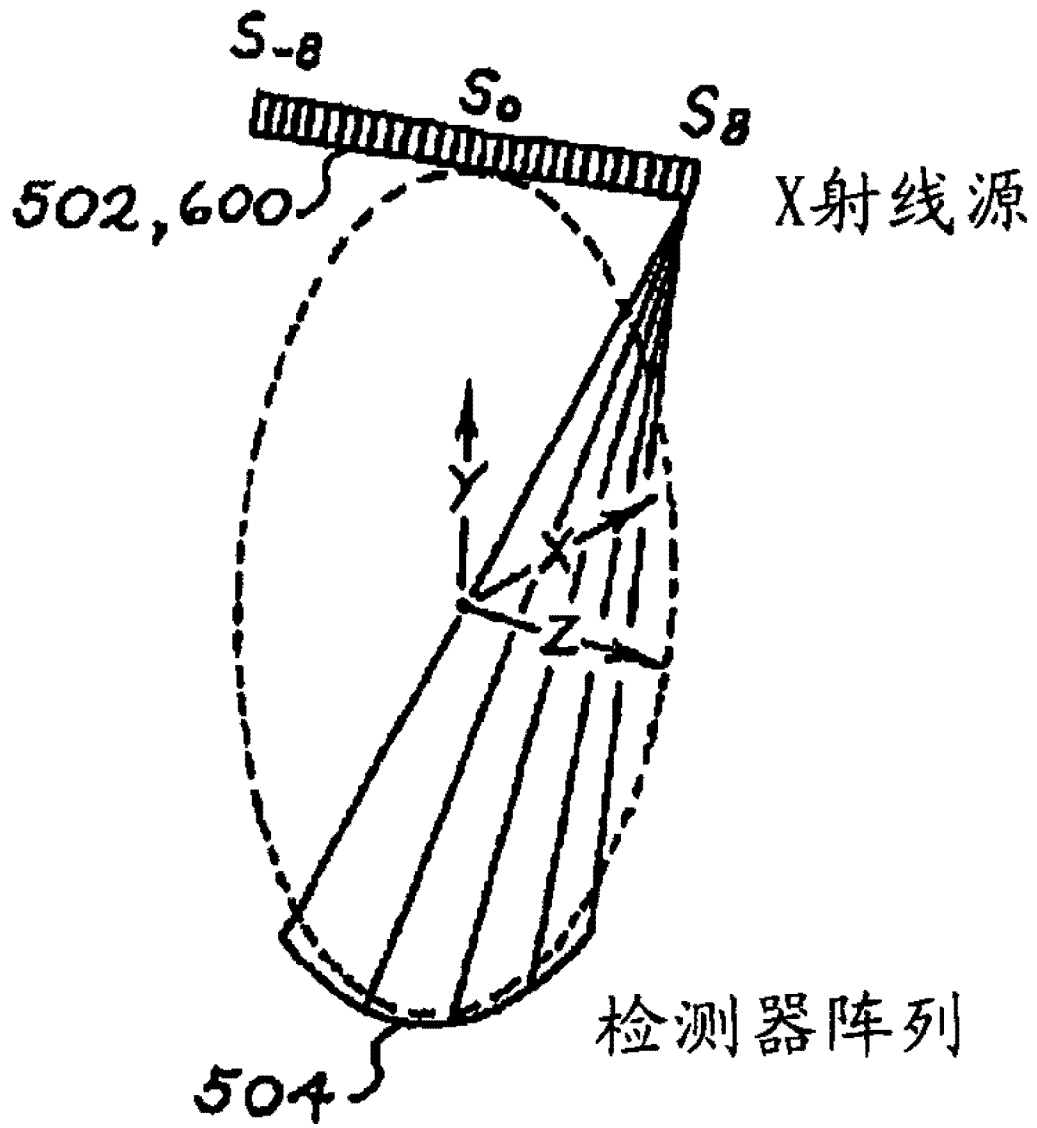


图 15a

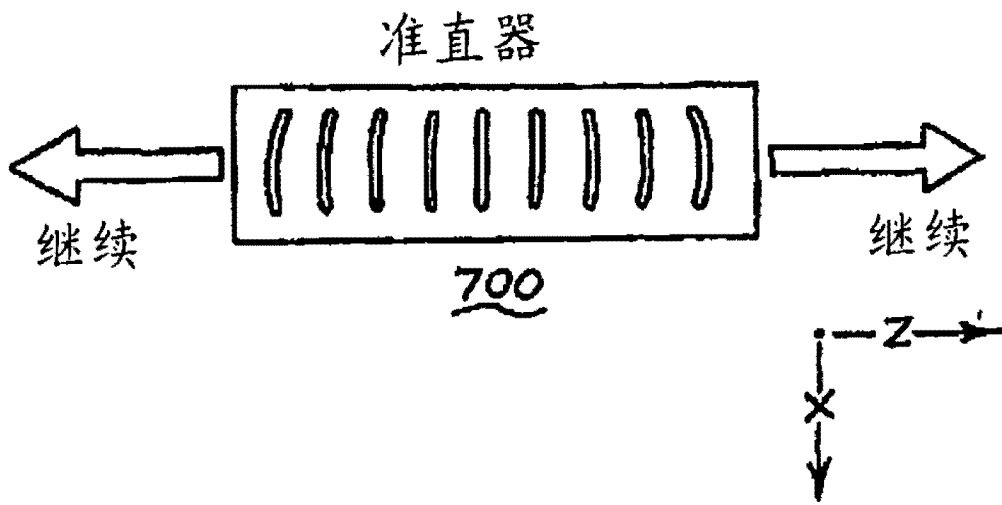


图 15b

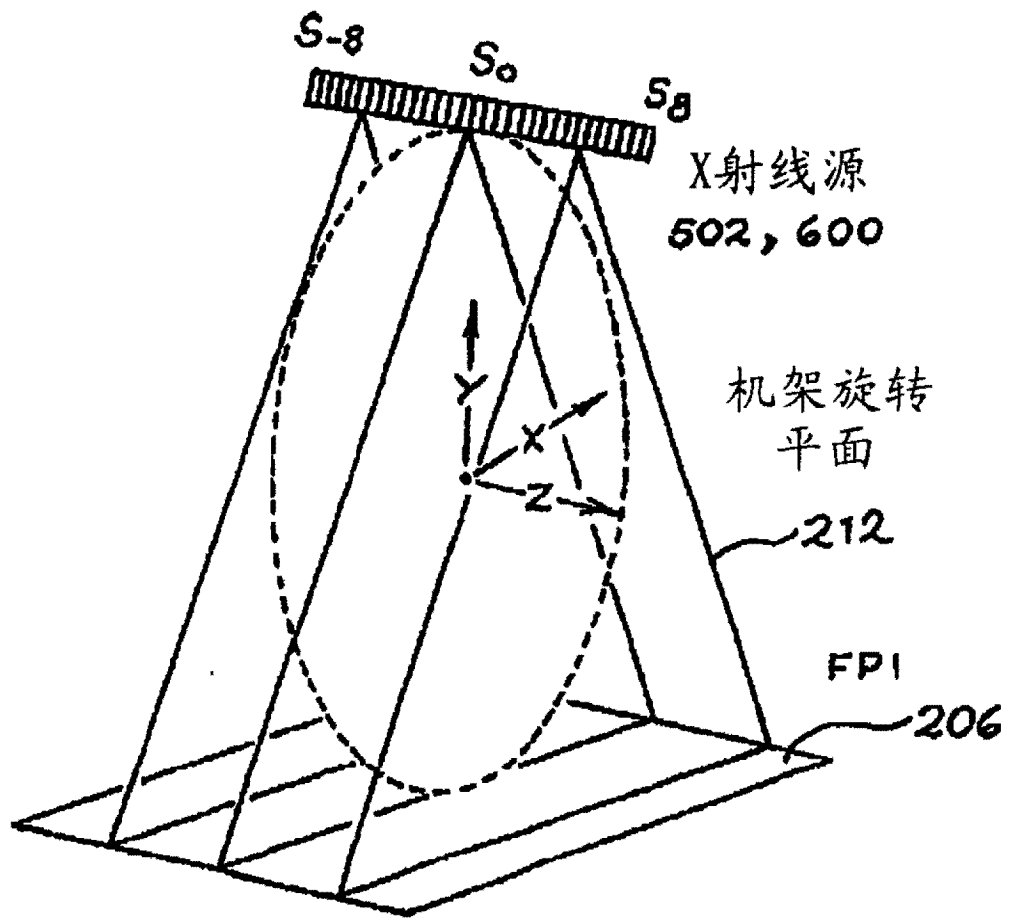


图 16