



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101011257 B

(45) 授权公告日 2011. 07. 06

(21) 申请号 200710007968. 7

(22) 申请日 2007. 02. 01

(30) 优先权数据

102006004976. 4 2006. 02. 01 DE

102006004604. 8 2006. 02. 01 DE

102006037255. 7 2006. 08. 09 DE

(73) 专利权人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

专利权人 保罗谢勒研究所

(72) 发明人 乔基姆·鲍曼 克里斯琴·戴维

马丁·恩格尔哈特

乔尔格·弗洛伊登伯格

埃克哈德·亨普尔 马丁·霍黑塞尔

托马斯·默特尔迈耶

弗朗兹·法伊弗 斯蒂芬·波普斯库

曼弗雷德·舒斯特

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 邵亚丽 李晓舒

(51) Int. Cl.

A61B 6/00(2006. 01)

G01N 23/04(2006. 01)

G01N 23/20(2006. 01)

G01N 23/06(2006. 01)

H05G 1/02(2006. 01)

H05G 1/62(2006. 01)

G01T 1/28(2006. 01)

G01T 7/00(2006. 01)

G21K 1/06(2006. 01)

G21K 1/02(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2005/0286680 A1, 2005. 12. 29, 全文.

US 2001/0001010 A1, 2001. 05. 10, 全文.

US 5812629 A, 1998. 09. 22, 说明书第3栏第16行—第12栏第8行、附图1, 4a.

审查员 陈响

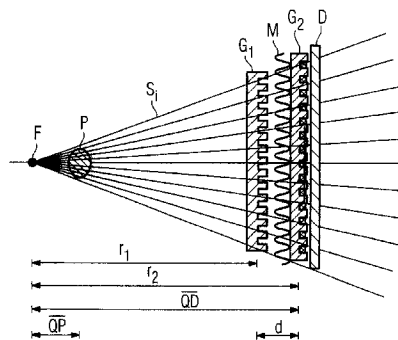
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 6 页

(54) 发明名称

产生投影或断层造影相位对比图像的焦点-检测器装置

(57) 摘要

本发明涉及一种用于对检查对象的观察区域 (= FOV, 视场) 产生投影或断层造影相位对比图像的 X 射线设备的焦点-检测器装置 (F, D), 该装置具有辐射源 (2), 用于发射相干或准相干的 X 射线并透射检查对象 (7, P), 设置在辐射源的辐射路径中、检查对象 (7, P) 之后的相位光栅 (G<sub>1</sub>), 该相位光栅产生位于预定能量范围内的 X 射线的相干图案, 以及分析-检测器系统 (G<sub>2</sub>, D), 用于位置分辨地检测由相位光栅 (G<sub>1</sub>) 产生的相干图案以检测相位光栅的相移, 其中, 按照本发明所使用的 X 射线的辐射路径至少在焦点 (F) 和检测器 (D) 之间的一个平面内发散。



CN 101011257 B

1. 一种用于对检查对象的观察区域产生投影或断层造影相位对比图像的 CT 系统 (1) 的焦点 - 检测器装置 (F, D), 该装置具有:

1.1. 辐射源 (2), 用于发射相干或准相干的 X 射线并透射检查对象 (7, P),

1.2. 设置在辐射源的辐射路径中、检查对象 (7, P) 之后的相位光栅 ( $G_1$ ), 该相位光栅产生位于预定能量范围内的 X 射线相干图案, 以及

1.3. 分析 - 检测器系统 ( $G_2, D$ ), 用于位置分辨地检测由相位光栅 ( $G_1$ ) 产生的相干图案以检测相位光栅的相移, 所述分析 - 检测器系统 ( $G_2, D$ ) 具有分析器光栅 ( $G_2$ ), 其特征在于,

1.4. 所使用的 X 射线的辐射路径至少在焦点 (F) 和检测器 (D) 之间的一个平面内发散, 以及

1.5. 保持几何关系  $g_2 = \frac{1}{2} \frac{r_1 + d}{r_1} g_1$ , 其中,  $d$  是相位光栅 ( $G_1$ ) 与分析器光栅 ( $G_2$ ) 之间的距离,  $r_1$  是辐射源与相位光栅之间的距离,  $g_2$  是分析器光栅 ( $G_2$ ) 的周期,  $g_1$  是相位光栅 ( $G_1$ ) 的光栅周期。

2. 根据权利要求 1 所述的焦点 - 检测器装置, 其特征在于, 所使用的 X 射线的辐射路径在焦点 (F) 和检测器 (D) 之间的两个平面内发散。

3. 根据权利要求 1 所述的焦点 - 检测器装置, 其特征在于, 在辐射路径的光轴方向的投影中看到的检查对象的被观察区域小于在辐射路径中设置于后的相位光栅 ( $G_1$ ) 的使用区域, 而该相位光栅 ( $G_1$ ) 的使用区域又小于在辐射路径中设置于后的分析 - 检测器系统 ( $G_2, D$ ) 的使用区域。

4. 根据权利要求 1 所述的焦点 - 检测器装置, 其特征在于, 从所述辐射源 (2) 到分析 - 检测器系统 ( $G_2, D$ ) 的距离 ( $\overline{QD}$ ) 至少是从辐射源 (2) 到检查对象 (7, P) 的距离 ( $\overline{QP}$ ) 的两倍。

5. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的焦点 - 检测器装置, 其特征在于, 从所述辐射源 (2) 到分析 - 检测器系统 ( $G_2, D$ ) 的检测器的距离 ( $\overline{QD}$ ) 至少是从辐射源 (2) 到检查对象 (7, P) 的距离 ( $\overline{QP}$ ) 的 10 倍。

6. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的焦点 - 检测器装置, 其特征在于, 所述相位光栅 ( $G_1$ ) 在辐射方向上距离分析 - 检测器系统 ( $G_2, D$ ) 比距离检查对象 (7, P) 更近。

7. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的焦点 - 检测器装置, 其特征在于, 所述相位光栅 ( $G_1$ ) 在辐射方向上距离检查对象 (7, P) 比距离分析 - 检测器系统 ( $G_2, D$ ) 更近。

8. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的焦点 - 检测器装置, 其特征在于, 所述分析 - 检测器系统 ( $G_2, D$ ) 具有在辐射方向上设置在分析器光栅 ( $G_2$ ) 之后的包括多个检测器元件 ( $E_x$ ) 的所述检测器 (D)。

9. 根据权利要求 8 所述的焦点 - 检测器装置, 其特征在于, 所述相位光栅 ( $G_1$ ) 与分析器光栅 ( $G_2$ ) 之间的距离 ( $d_m$ ) 满足以下几何关系:

$$d_m = \left(m - \frac{1}{2}\right) \cdot \frac{g_1^2}{4 \cdot \lambda}$$

其中:

$d_m$  = 相位光栅 ( $G_1$ ) 与分析器光栅 ( $G_2$ ) 之间的距离;

$m = 1, 2, 3, \dots$  ;

$g_1$  = 相位光栅 ( $G_1$ ) 的光栅周期 ;

$\lambda$  = 所使用的 X 射线的波长。

10. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的焦点 - 检测器装置, 其特征在于, 所述辐射源具有关于焦点 - 检测器装置的几何形状而构成为微焦点的焦点, 其中 :

$$s \leq \lambda \frac{r_1}{g_1}$$

其中  $s$  是焦点的大小,  $\lambda$  是所使用的射线的波长,  $r_1$  是焦点到相位光栅的径向距离,  $g_1$  是相位光栅的光栅周期。

11. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的焦点 - 检测器装置, 其特征在于, 所述辐射源具有所述焦点 (F) 和设置在辐射方向上的源光栅 ( $G_0$ )。

12. 一种 X 射线计算机断层造影系统, 用于产生可以放大地显示检查对象的断层造影相位对比图像, 其特征在于, 其具有根据权利要求 1 至 11 中任一项所述的焦点 - 检测器装置。

## 产生投影或断层造影相位对比图像的焦点 - 检测器装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于对检查对象的观察区域 (= FOV, 视场) 产生投影或断层造影相位对比图像的 X 射线设备的焦点 - 检测器装置, 具有发射相干或准相干 X 射线并透视检查对象的辐射源、设置在辐射源的辐射路径中、检查对象之后的相位光栅, 该相位光栅产生预定能量范围内的 X 射线相干图案, 以及分析检测器系统, 用于位置分辨地至少对由相位光栅产生的相干图案进行检测以检测相位光栅的相移。

### 背景技术

[0002] 一般来说对于 X 射线成像大多观察在 X 射线穿过物质时出现的两个效应, 即对特定 X 射线分量的吸收以及所发射的 X 射线的相移。

[0003] 对于通过等式 (1) 针对 X 射线给定的折射率,

$$[0004] \quad n = 1 - \delta - i\beta \quad (1)$$

[0005] 所述吸收取决于虚数衰减量  $\beta$  的大小, 该衰减量通过等式 (2) 与质量吸收系数形成一定的关系,

$$[0006] \quad \mu / \rho = 4\pi\beta / \lambda \quad (2)$$

[0007] 其中  $\lambda$  是波长,  $\mu$  是线性吸收系数, 而  $\rho$  是质量密度。

[0008] 相移从折射率  $1 - \delta$  的实部导出。物质中 X 射线波的相移  $\Delta$  与真空相比通过等式 (3) 给出,

$$[0009] \quad \Delta = 2\pi\delta T / \lambda \quad (3)$$

[0010] 其中  $T$  是物质厚度,  $\delta$  是折射率的实数衰减量。

[0011] 在 X 射线放射学中用 X 射线辐射检查对象, 并记录 X 射线穿过对象之后的强度。借助该测量可以产生展示由对象引起的吸收的投影图像。在 X 射线断层造影中采用多张投影图像来计算表现吸收系数  $\mu$  的空间分布的三维数据组。

[0012] 对于相位对比放射学和相位对比断层造影, 必须对由对象引起的相移进行分析。与吸收成像类似, 可以计算表现折射率的实部  $1 - \delta$  的空间分布的三维数据组。

[0013] 由于无法直接测量波的相位, 因此首先通过用参考波干涉待检查波将相移转换为可测量的强度。这种测量既针对投影图像又针对断层造影图像的实际实施例如展示在欧洲专利申请 EP1447046A1 和享受相同优先权的德国专利申请 102006017290. 6、102006015358. 8、102006017291. 4、102006015356. 1 和 102006015355. 3 中。

[0014] 该文献中展示的方法利用在辐射路径上设置于检查对象之后的相位光栅, 该相位光栅作为衍射光栅工作并将 X 射线分为 +1 和 -1 阶的射线。在位于相位光栅之后的波场中, 衍射的射线在形成 X 射线驻波场的情况下相互干涉。检查对象引起局部相移, 该相移会使波前变形并因此改变驻波场的局部振幅、相位和偏移量。因此采用能提供关于驻波场的信息如静止波的相位、振幅和中值的测量, 可以计算局部相移穿过检查对象的影响。为了以要求的分辨率扫描波场, 分析器光栅逐步地在该波场上移动, 同时采用相应的检测器逐个像素地同步监控强度。

[0015] 在上述欧洲专利申请 EP1447046A1 中采用平行的 X 射线来扫描检查对象。对于表面观察可以从下面的事实出发：在使用发散的射线几何和将检查对象相应地定位在辐射路径上的情况下可以实现任意的放大效应。但是如果考察射线在检查对象处的折射效应，则似乎不能再测量相移，因为肯定会出现偏转射线的“无秩序”图案，该图案不会导致可利用的图像再现。由于该原因目前还不能采用相位光栅在放大几何中进行 X 射线相位对比测量。

### 发明内容

[0016] 因此本发明要解决的技术问题是找到一种用于 X 射线相位对比放射学和 X 射线相位对比断层造影的焦点 - 检测器装置，其可以产生检查对象折射率空间分布的放大至强烈放大的投影和断层造影显示。

[0017] 原则上，对于借助相位光栅和相干或准相干的 X 射线进行的 X 射线相位对比测量还要注意以下几点：

[0018] 实验室 X 射线源（X 射线管、次要目标、等离子源、放射性源、参量 X 射线源、沟道辐射）以及第一至第三代传统同步辐射源的 X 射线光子发射基于随机过程。因此所发射的 X 射线本身没有空间相干性。但是如果观察角足够小，射线源在该观察角下显现给观察者或对象、光栅或检测器，则 X 射线源的射线在相位对比 X 射线摄影和相位对比断层造影或者任意干涉实验中就和空间相干射线的情况一样。作为扩大的 X 射线源的空间相干性的度量，可以给出所谓的空间 / 横向相干长度  $L_c$ ：

$$[0019] \quad L_c = \lambda \frac{a}{s}$$

[0020] 在此  $\lambda$  是波长， $s$  是横向的射线源大小， $a$  是射线源与观察者之间的距离。精确值是第二位的；重要的是与射线应当相互干涉的空间区域的大小相比，相干长度  $L$  很大。

[0021] 在本专利申请的范围内，相干射线应当理解为会在给定的几何形状和期望的 X 射线光栅之间距离的条件下产生相干图案的射线。当然空间相干以及因此的空间相干长度总是由波长、射线源大小和观察距离这 3 个参数确定。为了紧凑起见，将该情况简化为诸如“相干 X 射线”、“相干 X 射线源”或“用于产生相干 X 射线的点源”的概念。该简化的基础是一方面在这里讨论的应用中通过期望的检查对象的穿透能力、另一方面在实验室 X 射线源提供的频谱中限制 X 射线的波长（或能量  $E$ ）。射线源和观察点之间的距离  $a$  在用于无破坏性的材料检验或医疗诊断的实验室构成中受到某些限制。从而大多将射线源  $s$  保留为最后的自由度，即使射线源大小和 X 射线功率之间的关系在此同样有严格的限制。

[0022] 如果采用合适尺寸的源光栅，则可以在这里给出的焦点 - 检测器装置中采用功率更强的辐射源和因此更大的焦点尺寸。源光栅的狭窄缝隙负责保持所要求的所有从同一缝隙射出的射线的空间相干性。来自同一缝隙的光子可以相互干涉，也就是相位正确地重叠。与此相反，来自源光栅的不同缝隙的光子之间不可能相位正确地重叠。但是，在适当调谐源光栅周期  $g_0$  和相干图案周期  $g_2$  以及源光栅  $G_0$  与相位光栅  $G_1$  之间的距离  $l$  和相位光栅  $G_1$  与相干图案  $G_2$  之间的距离  $d$  时，可以在按照

$$[0023] \quad g_0/g_2 = l/d \quad (5)$$

[0024] 的第一近似中将驻波场的波最大值和波最小值至少根据强度进行正确重叠。在本

专利申请的简化表示中,采用“准相干射线”或“准相干射线源”的概念。

[0025] X 射线或 X 射线源的单色性伴随而来的是射线的纵向相干或时间相干。特征线的 X 射线在这里讨论的应用中具有足够的单色性或时间相干长度。连接在前的单色器或通过相位光栅的栅条高度对谐振能量的选择还可以从韧致辐射频谱或同步频谱中滤除足够窄的频谱范围,因此满足对所示装置中的时间相干长度的要求。

[0026] 与焦点-检测器装置的放大结构不能用于相位对比测量的专业认识相反,本发明人发现与所有假设相反可以实现令人满意的成像结果。

[0027] 根据该认识本发明人建议一种用于对检查对象的观察区域(= FOV, 视场)产生投影或断层造影相位对比图像的 X 射线设备的焦点-检测器装置,该装置至少具有以下特征:

[0028] 发射相干或准相干的 X 射线并透射检查对象的辐射源,

[0029] 设置在辐射源的辐射路径中、检查对象之后的相位光栅,该相位光栅产生位于预定能量范围内的 X 射线的相干图案,以及

[0030] 分析-检测器系统,用于位置分辨地检测由相位光栅产生的相干图案以检测相位光栅的相移,其中

[0031] 所使用的 X 射线的辐射路径在焦点和检测器之间的至少一个平面内发散,也就是相当于扇形射线。

[0032] 在另一个实施方式中,也可以这样构成该焦点-检测器装置,使得所使用的 X 射线的辐射路径在焦点和检测器之间的两个平面内发散,并因此相当于圆锥射线。

[0033] 为了形成紧凑的结构,特别优选的是所使用的射线束至少在一个平面中至少张开  $5^\circ$ , 优选至少张开  $10^\circ$ 。在医疗计算机断层造影领域的应用中,甚至使用超过  $45^\circ$  的扇角。

[0034] 根据所采用的射线几何形状的发散性,在辐射路径的光轴方向的投影中看到的检查对象的被观察区域可以小于在辐射路径中设置于后的相位光栅的使用区域,而该相位光栅的使用区域又小于在辐射路径中设置于后的分析-检测器系统的使用区域。当然从焦点开始反方向观察时逐渐增大的尺寸也是有意义的。

[0035] 在特别优选的实施方式中,建议从辐射源到分析-检测器系统的距离至少是从辐射源到检查对象的距离的两倍。由此可以使用相位光栅和所述分析-检测器系统首次进行有效放大的相位对比拍摄,其中在该图像中只显示相移。该放大系数在相应的需要下通过相应选择 X 射线源与检查对象之间的距离和 X 射线源与分析-检测器系统之间的距离可以放大到 10 倍甚至放大到 1000 倍。

[0036] 在本发明的焦点-检测器装置中建议对相位光栅和分析器光栅的周期来说保持以下几何关系:

$$[0037] \quad g_2 = \frac{1}{2} \frac{r_1 + d_m}{r_1} g_1 \quad (6)$$

[0038] 其中  $d_m$  是光栅之间的距离,  $r_1$  是辐射源与相位光栅之间的距离,  $g_2$  是分析器光栅的周期,  $g_1$  是相位光栅的周期。

[0039] 利用关系式  $r_2 = r_1 + d_m$  还可以将等式 (6) 改写为

$$[0040] \quad g_2 = \frac{1}{2} \frac{r_2}{r_1} g_1。$$

[0041] 此外还建议这样定位分析 - 检测器系统,使得当分析 - 检测器系统由具有分析器光栅的检测器组成时的分析器光栅、或者当分析 - 检测器系统由没有分析器光栅的检测器组成时的检测器的入射面与相位光栅之间的距离使得驻波场为最大。对于所谓的塔尔博 (Talbot) 距离,在第一近似中以下等式成立:

$$[0042] \quad d_m = \left(m - \frac{1}{2}\right) \cdot \frac{g_1^2}{4 \cdot \lambda} \quad (7)$$

[0043] 其中:

[0044]  $d_m$  = 相位光栅与分析器光栅之间的距离,即所谓的塔尔博距离;

[0045]  $m$  = 塔尔博干涉的阶数; $m = 1, 2, 3, \dots$ ;

[0046]  $g_1$  = 相位光栅的周期;

[0047]  $\lambda$  = 所使用的 X 射线的波长。

[0048] 等式 (7) 描述针对平行射线的准确距离。在使用锥形射线时等式 (7) 仅在第一近似中有效,因为随着与相位光栅之间距离的增大,相干图案也越来越大,如等式 (6) 所描述的。该等式相当于随着距离的增大相位光栅的光栅周期  $g_1$  也越来越大的效果。

[0049] 按照本发明,在焦点 - 检测器装置的该实施方式中可以调整相位光栅和分析 - 检测器系统的相对设置的两个不同变形。如果相位光栅在辐射方向上距离分析 - 检测器系统比距离检查对象更近,则分析 - 检测器系统中的振幅光栅的光栅周期小于相位光栅的光栅周期,典型地大约小一半。

[0050] 在另一种的焦点 - 检测器设置中,相位光栅在辐射方向上距离检查对象比距离检测器更近,则分析器光栅以更大的光栅周期工作。分析器光栅甚至可以用大于相位光栅的光栅周期工作。

[0051] 上述两个变形可以用这样的分析 - 检测器系统实施,该系统用检测器来代替分析器光栅,该检测器的各个检测器元件又构成为条纹形状,其方向对应于相位光栅的光栅线,其中这些条纹必须具有最大等于分析器光栅的对应周期的  $1/3$  的周期,以使用一次测量就能确定 X 射线在检测器元件中的相移。

[0052] 为了产生相干的 X 射线,本发明人建议在第一替换方式中,辐射源具有关于焦点 - 检测器装置的几何形状而构成为微焦点的焦点。

[0053] 按照另一替换方式,如果另外设置在辐射方向上的 X 射线光栅、即所谓的源光栅用于产生必要的相干性,则辐射源还可以具有发散焦点。由此虽然就可以达到的分辨率给出了限制,但可以提高性能,从而例如可以减少所需要的照射时间。

[0054] 尽管在上述变形中给出了本发明的优选实施例,所有其它公知的、产生相干 X 射线光的 X 射线源如自由电子激光器、第 4 代同步加速器同样在本发明的范围内,前提条件分别是发散的辐射几何形状。

[0055] 根据本发明人的认识,还建议将本发明的焦点 - 检测器装置与用于产生投影相位对比图像的 X 射线系统或者与用于产生断层造影相位对比图像的 X 射线计算机断层造影系统结合起来使用,这些系统分别可以放大显示检查对象。大多数情况下这种系统与小样本的分析结合起来使用,但还可以在医疗计算机断层造影设备中进行细节成像时或者在检查

小动物时使用。

### 附图说明

[0056] 下面借助附图中的优选实施例详细描述本发明,其中只显示理解本发明所需要的特征。在此使用以下附图标记:1:计算机断层造影系统;2:第一 X 射线管;3:第一检测器;4:第二 X 射线管;5:第二检测器;6:支架外壳;7:患者;8:患者卧榻;9:系统轴;10:控制和计算单元;11:存储器;d:相位光栅  $G_1$  与分析器光栅  $G_2$  之间的距离;D:检测器; $d_m$ :塔尔博距离; $E_i$ 、 $E_j$ :检测器元件;F:焦点; $G_0$ :源光栅; $G_1$ :相位光栅; $G_2$ :分析器光栅; $g_1$ 、 $g_2$ :光栅周期  $I(E_x(x_c))$ :在光栅位移为  $x_c$  时在检测器元件  $E_x$  上测得的强度; $I$ :测得的光子流的强度; $M$ :相干图案; $P$ :样本; $Prg_n$ :程序; $\overline{QD}$ :辐射源与分析器-检测器系统之间的距离; $\overline{QP}$ :辐射源与样本之间的距离; $r_1$ :焦点到相位光栅的径向距离; $r_2$ :焦点到分析器-检测器系统的径向距离; $S_i$ :X 射线; $x_c$ :分析器光栅的位移; $\varphi$ :检测器元件  $E_x$  上的相移; $\varphi_{ij}$ :检测器元件之间的相对相移; $\lambda$ :所使用的 X 射线的波长。

[0057] 具体示出:

[0058] 图 1:示出用于显示干涉现象的具有相位光栅、分析器光栅和检测器的焦点-检测器装置的原理图的纵截面;

[0059] 图 2:示出在选择的检测器元件上与分析器光栅到相干图案的相对位置有关的强度变化;

[0060] 图 3:示出按照本发明的具有强放大效应和设置在分析器-检测器系统附近的相位光栅的焦点-检测器组合的示意截面图;

[0061] 图 4:示出按照本发明的具有强放大效应和设置在检查对象附近的相位光栅的焦点-检测器组合的示意截面图;

[0062] 图 5:示出按照本发明的具有强放大效应和使用没有分析器光栅的分析器-检测器系统的焦点-检测器组合的示意截面图;

[0063] 图 6:示出按照本发明的具有强放大效应和设置在分析器-检测器系统附近的相位光栅、并且在辐射源上采用源光栅的焦点-检测器组合的示意截面图;

[0064] 图 7:示出按照本发明的具有强放大效应和设置在检查对象附近的相位光栅、并且在辐射源上采用源光栅的焦点-检测器组合的示意截面图;

[0065] 图 8:示出具有按照本发明的焦点-检测器组合的计算机断层造影系统的示意图,该焦点-检测器组合具有放大效应和相位光栅、并且在辐射源上采用源光栅。

[0066] 为了更好的理解下面用图 1 和图 2 描述相位对比测量的基本原理。

### 具体实施方式

[0067] 图 1 示出来自放射源的准相干射线或者来自源光栅的单独的相干射线,射线穿过检查对象或样本 P,其中在穿过检查对象 P 时产生相移。在穿过光栅  $G_1$  时产生通过灰色阴影显示的相干图案,该相干图案借助光栅  $G_2$  在后面连接的检测器 D 及其检测器元件  $E_i$ 、 $E_j$  上产生对各检测器元件不同的辐射强度,其中以所谓的塔尔博距离形成相干图案或 X 射线驻波场。

[0068] 如果例如根据分析器光栅  $G_2$  的相对位置  $x_c$  考察检测器元件  $E_i$  并且强度  $I(E_i(x_c))$



是该相对位置  $x_c$  的函数,则获得检测器元件  $E_i$  上强度的正弦形变化过程,如图 2 所示。如果针对每个检测器元件  $E_i$  或  $E_j$  测量的辐射强度  $I$  与位移  $x_c$  相关,则对于最终形成焦点和相应检测器元件之间的空间 X 射线的不同检测器元件来说可以用函数  $I(E_i(x_c))$  或函数  $I(E_j(x_c))$  来近似。从该函数中可以为每个检测器元件确定相移  $\Phi$  和检测器元件之间的相对相移  $\Phi_{ij}$

[0069] 因此对于空间中的每个射线通过至少 3 次利用分别错开的分析器光栅的测量来确定每个检测器像素或所考察的射线的相移,从中可以在投影 X 射线拍摄的情况下直接计算出投影图像的像素值,另一方面可以在 CT 检查的情况下产生像素值等于相移的投影,从而可以由此借助本身公知的再现方法计算出检查对象中的哪个体积元素对应于测得的相移的哪一部份。由此计算出截面图像或立体数据,其就 X 射线的相移反映被检查对象的效果。由于组成中的微小差异或厚度的微小差异就会对相移产生很强的效果,因此可以再现本身比较接近的物质、尤其是器官组织的细节丰富和对比度强的立体数据。

[0070] 借助多重移位的分析器光栅和测量位于该分析器光栅之后的检测器元件上的辐射强度来检测穿过检查对象的 X 射线的相移,是以每条 X 射线在分析器光栅分别移动了光栅周期的一部分的情况下必须执行至少 3 次测量为条件的。

[0071] 原则上还存在这样的可能性:不使用这样的分析器光栅而是采用足够高分辨的检测器,在这种情况下不会发生由于吸收而在分析器光栅的栅条中导致的强度损失,并且用一次测量就能确定各个射线 / 像素之间的相移。

[0072] 为了测量相位对比需要使用相干射线或至少是准相干射线。该射线例如可以通过点状的焦点产生,或者作为单独相干射线的场通过位于平面构成的焦点之后的源光栅或者通过用于平衡这种光栅的阳极上燃烧斑 (Brennfleck) 的相应光栅类型的结构产生。

[0073] 应当这样选择光栅的线定向,使得现有光栅的光栅线以及必要时存在的检测器元件的条纹结构相互平行。此外优选但不是必须的是,光栅线平行于或垂直于在此示出的焦点 - 检测器系统的系统轴地定向。

[0074] 图 3 示出按照本发明的具有焦点 F 的焦点 - 检测器组合的示意图,该焦点在样本或检查对象 P 的方向上射出具有射线  $S_i$  的发散射线束。在穿过检查对象 P 之后该射线束扩张地落到第一相位光栅  $G_1$  上,在该相位光栅中产生相干图案,该图案通过后面连接的包括分析器光栅  $G_2$  和其后的检测器 D 的分析 - 检测器系统来分析。该分析通过在此示出的这种分析 - 检测器系统进行,该分析 - 检测器系统具有分析器光栅和连接在后的、包括多个检测器元件的检测器,如图 1 和图 2 所描述的。为了改善分析器光栅  $G_2$  的效果在该光栅  $G_2$  的光栅空隙中还示出了高吸收性的材料。但是要指出在光栅空隙中没有这种填充材料的分析器光栅也在本发明的范围内。

[0075] 另外在该图的下方面示出焦点 - 检测器组合的主要元件之间的重要径向距离,如焦点和相位光栅  $G_1$  之间的径向距离  $r_1$  以及焦点和分析 - 检测器系统之间的径向距离  $r_2$ 。为了描述发散射线的放大特性同样绘制出焦点或射线源和样本之间的距离  $\overline{QP}$  以及射线源或焦点和分析 - 检测器系统之间的距离  $\overline{QD}$ 。放大系数  $V$  由射线源或焦点与分析 - 检测器系统之间的距离  $\overline{QD}$  以及射线源或焦点与样本之间的距离  $\overline{QP}$  之比给出,其中

$$[0076] \quad V = \frac{\overline{QD}}{\overline{QP}} \quad (8)$$

[0077] 检查对象中被扫描区域 (= FOV = 视场) 的投影大小与后面相位光栅  $G_1$  的使用区域之比以及与使用的随后的分析器 - 检测器系统的区域之比都与在按照本发明扫描检查对象时的上述几何状况相对应。

[0078] 图 4 中示出同样按照本发明的焦点 - 检测器系统的变形, 其中相位光栅和后面的分析 - 检测器系统之间的距离明显增大。本发明人认识到, 可以通过选择更大的塔尔博阶数  $m$  和 / 或通过放大相位光栅周期  $g_1$  来增大塔尔博距离。放大  $g_1$  还会导致分析器光栅周期的增大。但首先通过放大几何形状来增大待扫描驻波场的周期并因此增大分析器光栅的周期。由此减小长宽比并因此简化光栅的制造。如果要实施没有分析器光栅的分析 - 检测器系统, 则优选可以通过上述几何形状选择稍低的对检测器的位置分辨率的要求。

[0079] 在图 5 中示出具有相位光栅  $G_1$  的这种焦点 - 检测器系统的变形, 该相位光栅与后面连接的分析 - 检测器系统形成干涉, 在该分析 - 检测器系统中检测器分为单个检测器元件, 并且确定检测器的位置分辨率的这些检测器元件又对应于相位光栅的光栅线划分为条纹形状的, 以测量每个检测器元件的相移。在此也将相位光栅  $G_1$  与后面检测器 D 之间的距离选择为等于塔尔博距离  $d_m$ 。

[0080] 在图 6 和图 7 中示出焦点 - 检测器系统的变形, 其中在焦点 F 和检查对象 P 之间还连接了一个源光栅, 从而对于扩大的焦点也能产生准相干的 X 射线, 由此可以用明显更高的功率 / 强度工作。

[0081] 由此还可以将这种焦点 - 检测器系统与医疗用途的投影 X 射线设备或者计算机断层造影系统结合起来使用。

[0082] 图 6 和图 7 中光栅相互之间的距离比例与图 3 和图 4 中的距离比例相同。

[0083] 图 8 中示出医疗应用的例子 - 计算机断层造影系统 1, 该系统具有一个或可选的两个按照本发明的焦点 - 检测器系统。示出支架外壳 6, 外壳内设置有第一 X 射线管 2 和位于其对面的检测器系统 3, 在该检测器系统中还集成了如上述附图中示出的相位光栅。可选的, 还可以设置另一个具有第二 X 射线管 4 和第二检测器系统 5 的焦点 - 检测器系统。为了沿着系统轴 9 进行扫描, 可以借助可移动患者卧榻 8 将作为检查对象的患者 7 移动穿过支架的开口。借助控制和计算单元 10 运行计算机断层造影系统的控制和分析, 在该控制和计算单元 10 中设置了包含程序  $\text{Prg}_1$ - $\text{Prg}_n$  的存储器。在该控制和计算单元 10 中还可以对图像进行分析并执行再现。

[0084] 要指出, 利用在此在本文献中展示的焦点 - 检测器系统不仅可以进行相位对比测量, 而且还可以进行吸收测量。在分析每个像素时获得相位信息和吸收信息。

[0085] 应当理解本发明的上述特征不仅可以用于各给出的组合而且还可以在不偏离本发明范围的情况下用于其它组合或单独使用。

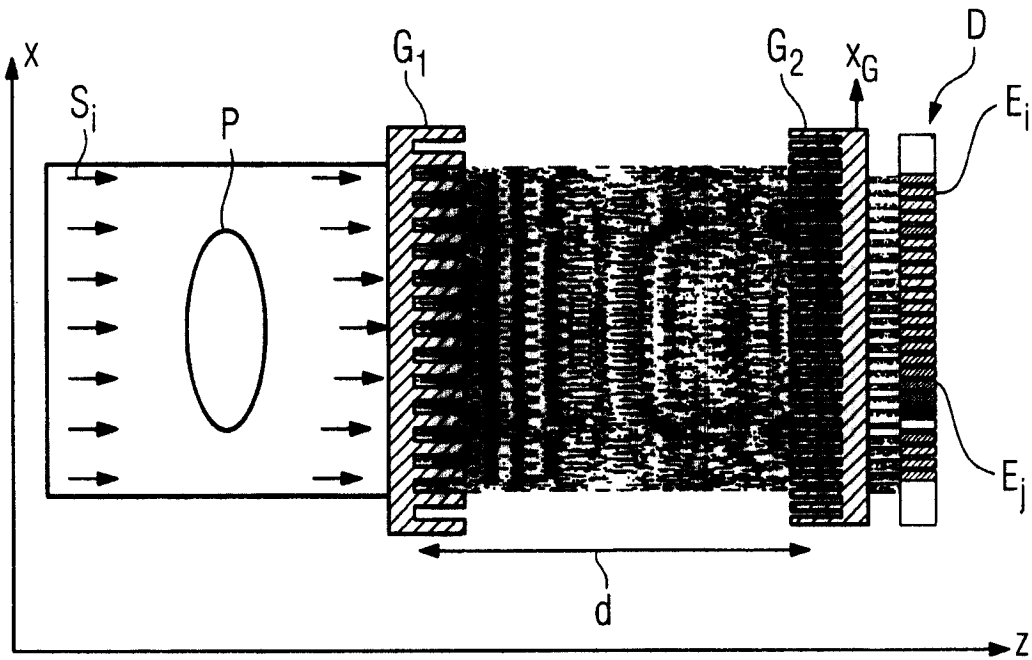


图 1

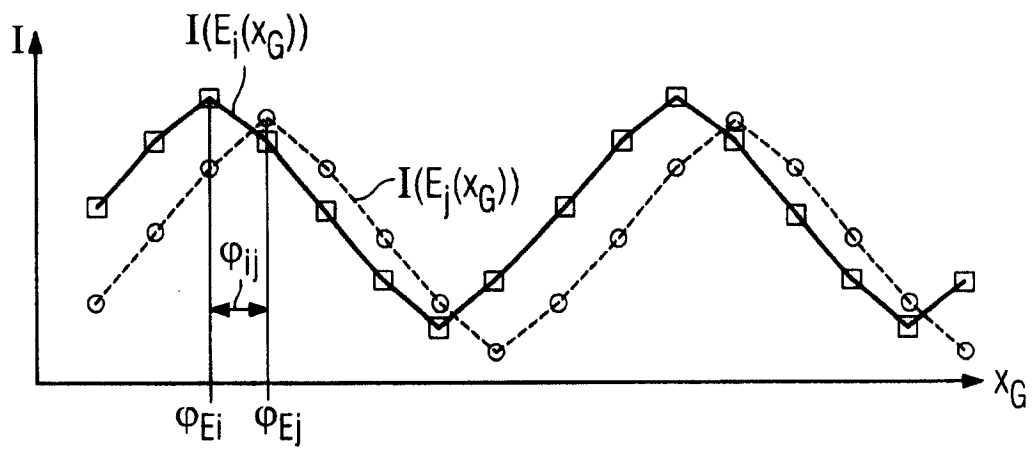


图 2

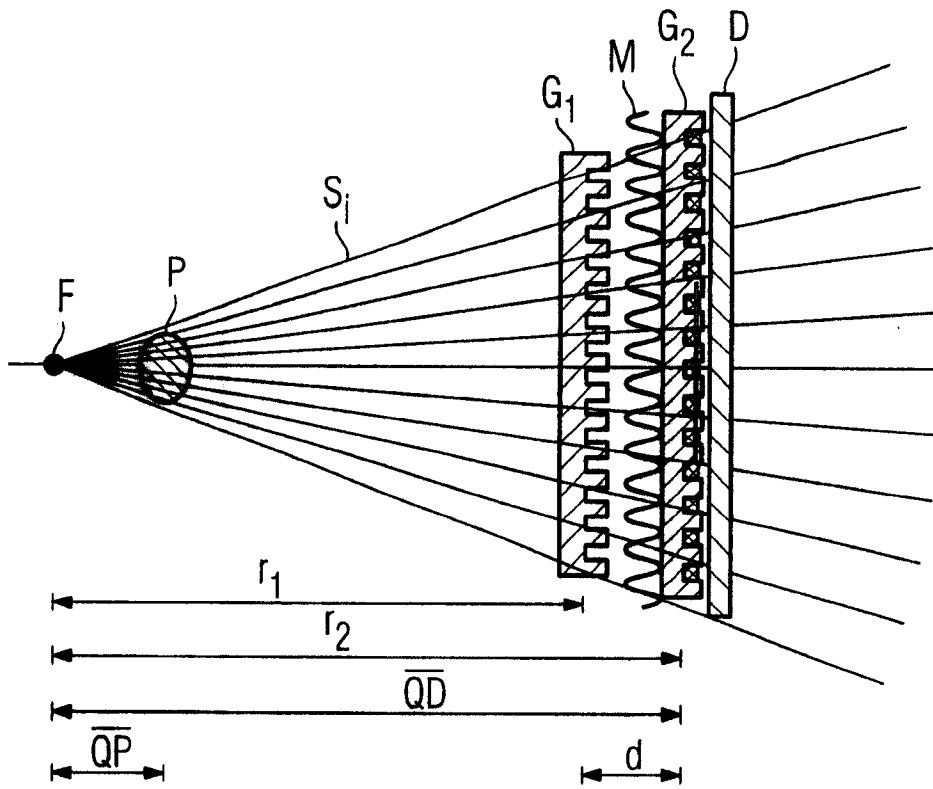


图 3

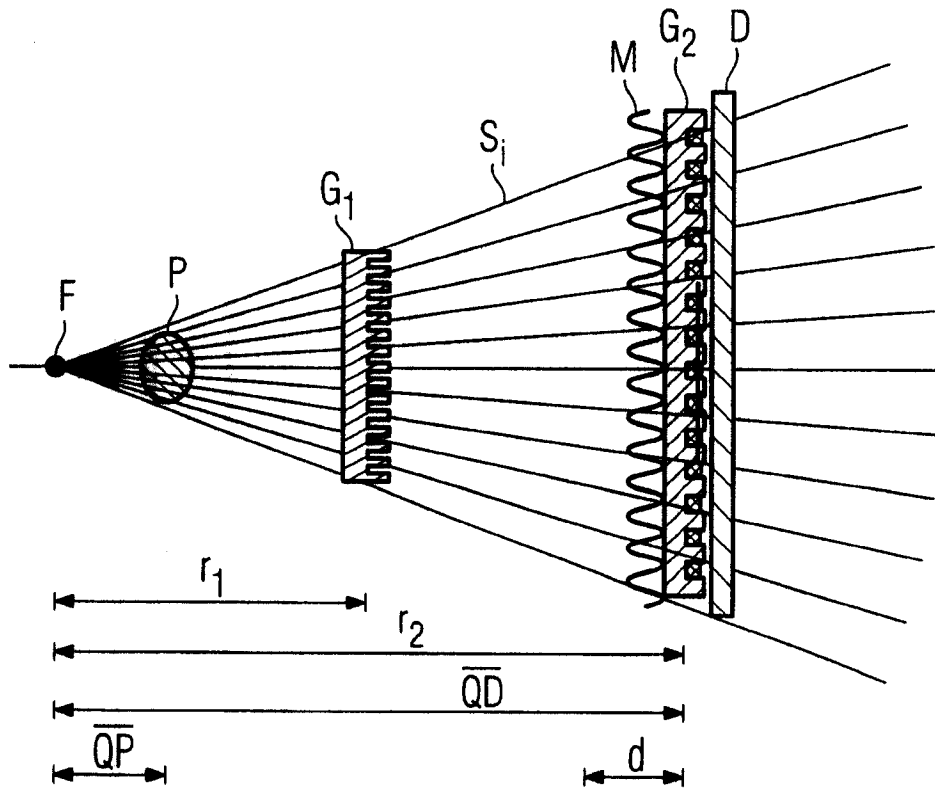


图 4

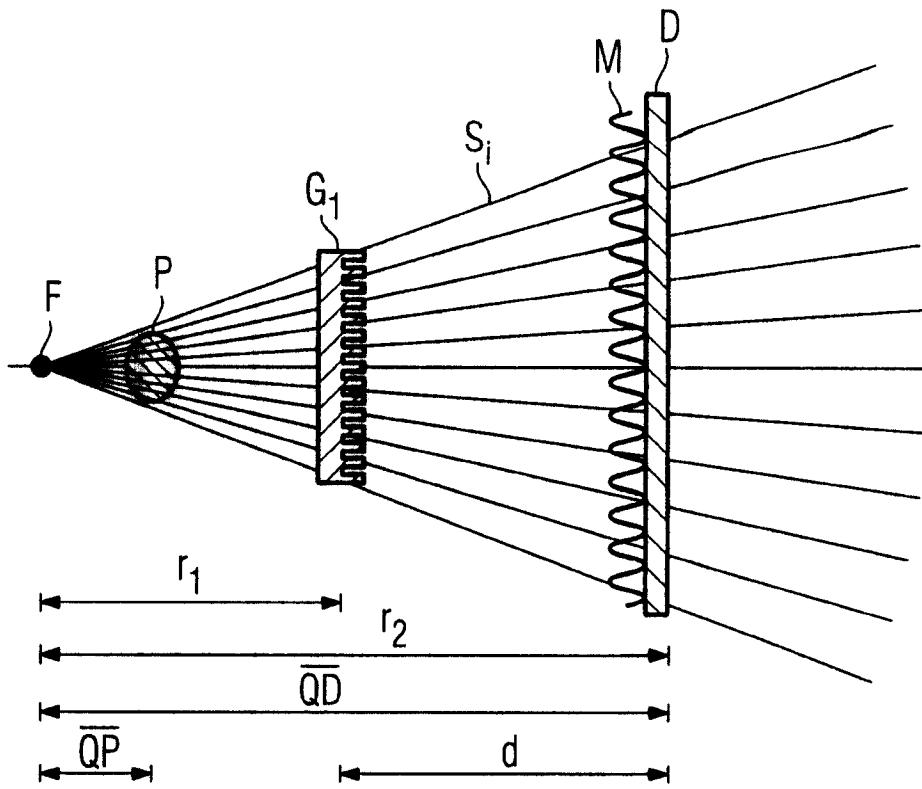


图 5

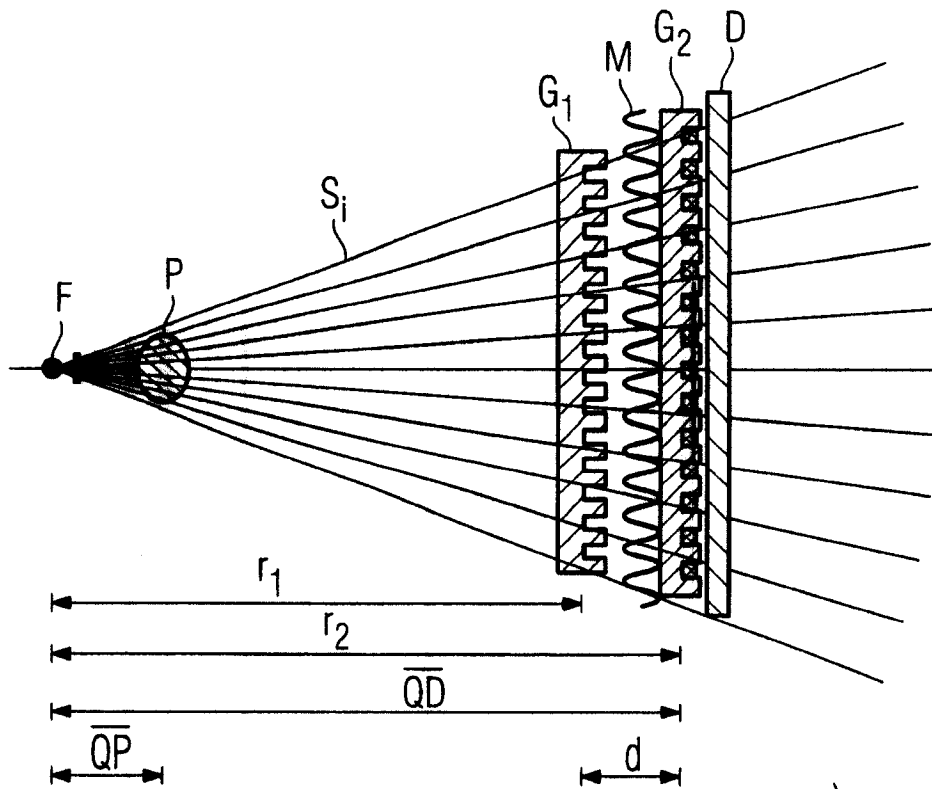


图 6

