

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710101974.9

[51] Int. Cl.

G06T 11/00 (2006.01)

A61B 6/03 (2006.01)

[43] 公开日 2007 年 11 月 14 日

[11] 公开号 CN 101071507A

[22] 申请日 2007.4.27

[21] 申请号 200710101974.9

[30] 优先权

[32] 2006.4.28 [33] US [31] 11/412,950

[71] 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同申请人 东芝医疗系统株式会社

[72] 发明人 亚历山大·A·赞亚丁

[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 朱智勇

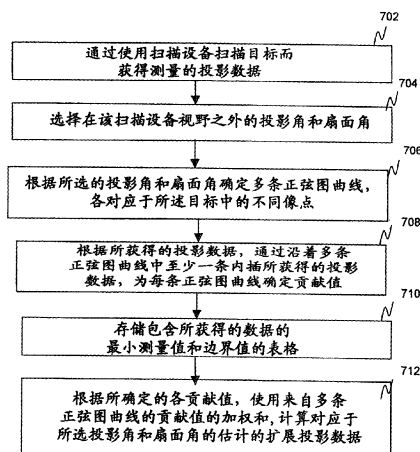
权利要求书 4 页 说明书 20 页 附图 13 页

[54] 发明名称

用于正弦图补全的方法、设备和计算机程序产品

[57] 摘要

本发明涉及用于正弦图补全的方法、设备和计算机程序产品。一种用于估计扫描设备的视野之外的投影数据的方法包括：通过使用该扫描设备扫描目标获得测量投影数据；选择在该扫描设备的视野之外的投影角和扇面角；根据所选的投影角和扇面角确定多条正弦图曲线，每条正弦图曲线对应于所述目标中的不同像点；根据所述测量投影数据，为所述的每条正弦图曲线确定贡献值；以及根据所确定的贡献值，计算针对所选投影角和扇面角的估计的扩展投影数据。



1. 一种用于估计扫描设备的视野之外的投影数据的方法,包括:
通过使用该扫描设备扫描目标获得测量投影数据;
选择在该扫描设备的视野之外的投影角和扇面角;
根据所选的投影角和扇面角确定多条正弦图曲线,每条正弦图曲线对应于所述目标中的不同像点;
根据所述测量投影数据,为每条正弦图曲线确定贡献值;以及
根据所确定的贡献值,计算针对所选投影角和扇面角的估计的扩展投影数据。
2. 权利要求1的方法,其中确定贡献值的步骤包括:
沿着所述的多条正弦图曲线中至少一条内插所述测量投影数据。
3. 权利要求1的方法,其中计算步骤包括:
根据所述多条正弦图曲线的贡献值的加权和来计算针对所选投影角和扇面角的估计的扩展投影数据。
4. 权利要求1的方法,其中每个贡献值基于在对应正弦图曲线上的测量投影数据的最小值。
5. 权利要求1的方法,其中每个贡献值基于在对应正弦图曲线上的测量投影数据的边界值。
6. 权利要求1的方法,其中每个贡献值基于在对应正弦图曲线上的测量投影数据的最小值和在对应该正弦图曲线上的测量投影数据的边界值。
7. 权利要求1的方法,进一步包括:
存储包含所述测量投影数据的最小值和边界值的表格;以及
所述计算步骤包括使用包含在该表格中的数据计算所述估计的扩展投影数据。
8. 权利要求5的方法,其中边界值基于对应正弦图曲线的斜率。
9. 权利要求7的方法,其中所述表格是最小值表,并且该最小值表的峰值被舍入。

10. 一种用于估计扫描设备的视野之外的投影数据的设备,包括:
用于通过使用该扫描设备扫描目标获得测量投影数据的装置;
用于选择在该扫描设备的视野之外的投影角和扇面角的装置;
用于根据所选的投影角和扇面角确定多条正弦图曲线的装置,每条正弦图曲线对应于所述目标中的不同像点;

用于根据所述测量投影数据,为每条正弦图曲线确定贡献值的装置;以及

用于根据所确定的贡献值,计算针对所选投影角和扇面角的估计的扩展投影数据的装置。

11. 一种存储用于在计算机系统上执行的指令的计算机可读媒体,该指令当由所述计算机系统执行时,使所述计算机系统执行步骤:

通过使用该扫描设备扫描目标获得测量投影数据;

选择在该扫描设备的视野之外的投影角和扇面角;

根据所选的投影角和扇面角确定多条正弦图曲线,每条正弦图曲线对应于所述目标中的不同像点;

根据所述测量投影数据,为每条正弦图曲线确定贡献值;以及

根据所确定的贡献值,计算针对所选投影角和扇面角的估计的扩展投影数据。

12. 权利要求 11 的计算机可读媒体,其中确定贡献值的步骤包括:

沿着所述的多条正弦图曲线中至少一条内插所述测量投影数据。

13. 权利要求 11 的计算机可读媒体,其中计算步骤包括:

根据所述多条正弦图曲线的贡献值的加权和计算针对所选投影角和扇面角的估计的扩展投影数据。

14. 权利要求 11 的计算机可读媒体,其中每个贡献值基于在对应正弦图曲线上的测量投影数据的最小值。

15. 权利要求 11 的计算机可读媒体,其中每个贡献值基于在对应正弦图曲线上的测量投影数据的边界值。

16. 权利要求 11 的计算机可读媒体,其中每个贡献值基于在对应

正弦图曲线上的测量投影数据的最小值和在对应正弦图曲线上的测量投影数据的边界值。

17. 权利要求 11 的计算机可读媒体, 进一步包括:

存储包含所述测量投影数据的最小值和边界值的表格; 以及
所述计算步骤包括使用包含在该表格中的数据计算所述估计的扩展投影数据。

18. 权利要求 15 的计算机可读媒体, 其中边界值基于对应正弦图曲线的斜率。

19. 权利要求 17 的计算机可读媒体, 其中所述表格是最小值表, 并且该最小值表的峰值被舍入。

20. 一种用于估计投影数据的设备, 包括:

被配置成通过扫描目标获得测量投影数据的扫描设备;
被配置成选择在该扫描设备的视野之外的投影角和扇面角的选择单元; 以及

处理器, 被配置成:

根据所选的投影角和扇面角确定多条正弦图曲线, 每条正弦图曲线对应于所述目标中的不同像点,

根据所述测量投影数据, 为每条正弦图曲线确定贡献值; 以及

根据所确定的贡献值, 计算针对所选投影角和扇面角的估计的扩展投影数据。

21. 权利要求 20 的设备, 其中所述处理器被进一步配置成沿着所述的多条正弦图曲线中至少一条内插所述测量投影数据以确定所述贡献值。

22. 权利要求 20 的设备, 其中所述处理器被进一步配置成根据所述多条正弦图曲线的贡献值的加权和计算针对所选投影角和扇面角的估计的扩展投影数据。

23. 权利要求 20 的设备, 其中每个贡献值基于在对应正弦图曲线上的测量投影数据的最小值。

24. 权利要求 20 的设备,其中每个贡献值基于在对应正弦图曲线上的测量投影数据的边界值。

25. 权利要求 20 的设备,其中每个贡献值基于在对应正弦图曲线上的测量投影数据的最小值和在对应该正弦图曲线上的测量投影数据的边界值。

26. 权利要求 20 的设备,进一步包括:

被配置成存储包含所述测量投影数据的最小值和边界值的表格的存储单元; 以及

其中所述处理器被进一步配置成使用包含在该表格中的数据计算所述估计的扩展投影数据。

27. 权利要求 24 的设备,其中边界值基于对应正弦图曲线的斜率。

28. 权利要求 26 的设备,其中所述表格是最小值表,并且该最小值表的峰值被舍入。

用于正弦图补全的方法、设备和计算机程序产品

技术领域

本发明一般地涉及 X 射线断层摄影重建。更具体地, 本发明涉及用于补全截断的正弦图 (sinogram) 以便通过根据在测量数据内进行的内插估计未测量数据来扩展扫描设备的视野的新方法。

本发明包括对在下面的参考文献列表中确定的文献内参考和描述的各种技术的使用:

参考文献列表

[1] Extension of the reconstruction field-of-view using sinogram decomposition, Alexander A. Zamyatin, Michael D. Silver, and Satoru Nakanishi, 与本申请同时提交 (提交到 Proceedings SPIE Medical Imaging: Physics of Medical Imaging 6142 (2006 年 4 月), eds. M. J. Flynn / J. Hsieh, pp. 717-724, 未印刷);

[2] Extension of the reconstruction field of view and truncation correction using sonogram decomposition, Alexander A. Zamyatin, and Satoru Nakanishi, 与本申请同时提交 (提交到 Physics in Medicine and Biology Journal);

[3] Artifact reduction in truncated CT using Sinogram completion, R. Chityalya, K. R. Hoffman, S. Rudin, and D. R. Bednarek, 与本申请同时提交 (Proceedings SPIE Medical Imaging: Image Processing 5747 (2005 年 4 月), pp. 2110-2117);

[4] Quantitatively Accurate Data Recovery from Attenuation-Corrected Sinogram Using Filtering of Sinusoidal Trajectory Signals, Evgeny Krestyannikov, and Ulla Ruotsalainen, Conf. Rec. of IEEE Medical Imaging Conferences, Rome 2004;

[5] Noise Models for Sinusodial Trajectories Composing

Sinogram Data in Positron Emission Tomography, Evgeny Krestyannikov, Antti Happonen, and Ulla Ruotsalainen, Proceedings of the 6th Nordic Signal Processing Symposium – NORSIG 2004, June 9-11, 2004, Espoo, Finland;

[6] Image Reconstruction by Sinogram Decomposition into Sinusoidal Curves, Francisco J. Caramelo, Nuno C. Ferreira, Luis Fazendeiro, and Catarina Souto, Conf. Rec. of the 8th Intl. Meeting on Fully 3D Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine, Salt Lake City, Utah, USA, July 2005, pp. 55-59;

[7] Efficient Correction for CT Image Artifacts Caused by Objects Extending Outside the Scan Field of View, B. Ohnesorge, T. Flohr, K. Schwartz, J. P. Heiken, and K. T. Bae, Med. Phys. 27(1), pages 39-46 (2000);以及

[8] A Novel Reconstruction Algorithm to Extend the CT Scan Field of View, J. Hsieh, E. Chao, J. Thibault, B. Grecowicz, A. Horst, S. McOlash, and T. J. Myers, Med. Phys. 31, pages 2385-2391(2004).

在上述参考文献列表中列出的每个参考文献的全部内容在这里被并入作为参考。

背景技术

正弦图通过叠加来自所有投影角度的断面数据来获得。正弦图截断是X射线断层摄影重建中的常见问题。正弦图截断发生在扫描目标或患者伸展到扫描设备的视野(FOV)之外的時候。图1A显示了一个目标伸展到扫描FOV外部的例子。如图1A所示,人类受检者的躯干在扫描FOV内,但该受检者的手臂在扩展的FOV内。图1B显示了因而发生的数据截断。遭受正弦图截断的应用包括PET/CT,放射治疗计划,C-arm以及大患者的CT。例如,在PET/CT中,CT FOV通常比PET FOV小,这可能导致错误的校正。

在放射治疗计划中,患者需要以某种方式安置在平板床上,很难

使患者保持在 FOV 内。问题出现在患者伸展到扫描设备的 FOV 外部的时候。例如，在放射治疗计划中，沿着穿过肿瘤的每条射线的衰减被计算。因为传统的重建方法不能可靠地重建 FOV 外部的图像，治疗计划在正弦图被计算时不够准确。

一种避免正弦图截断的方法是重新设计扫描设备以覆盖一个较大的 FOV。然而，这种硬件解决方案成本过高，并且导致了更长的数据获取时间。另一种硬件解决方案是把检测器移到一侧使得该检测器能够覆盖扩展的 FOV。然而，这种硬件解决方案对于现有的扫描设备来说是不可能的，并且在未来的系统中也是不被期望的。

现今使用的大部分的商业 CT 扫描器采用了对投影数据（即正弦图）中的截断数据非常敏感的过滤背投影（FBP）算法。在截断的地方，数据值有一个急剧下降。在 FBP 中使用的斜坡卷积导致了在截断边缘处数据值的“激增”，这导致了在正弦图中截断边缘附近出现的膺象。这种膺象的传播使图像质量大大退化。

发明内容

因此，为了克服上述问题，本发明试图提供一种用于估计在扫描设备的视野之外的投影数据的方法、设备和计算机产品。

根据本发明的第一方面，提供一种用于估计在扫描设备的视野之外的投影数据的方法，包括：通过使用扫描设备扫描目标来获取测量投影数据；选择在扫描设备的视野之外的投影角和扇面角；根据所选的投影角和扇面角，确定多条正弦图曲线，每条正弦图曲线对应该目标中的不同像点；根据测量投影数据确定每条正弦图曲线的贡献值；并根据所确定的贡献值计算针对所选投影角和扇面角的估计的扩展投影数据。

根据本发明的第二方面，确定贡献值的步骤包括：沿着多条正弦图曲线中至少一条内插测量投影数据。

根据本发明的第三方面，计算步骤包括：根据多条正弦图曲线的贡献值的加权和计算针对所选投影角和扇面角的估计的扩展投影数

据。

根据本发明的第四方面，每个贡献值是基于在对应正弦图曲线上的测量投影数据的最小值。

根据本发明的第五方面，每个贡献值是基于在对应正弦图曲线上的测量投影数据的边界值。

根据本发明的第六方面，每个贡献值是基于在对应正弦图曲线上的测量投影数据的最小测量值和测量投影数据的边界值。

根据本发明的第七方面，该方法进一步包括：存储包含测量投影数据的最小值和边界值的表格；并且计算步骤包括使用该表格中包含的数据计算估计的扩展投影数据。

根据本发明的第八方面，提供一种存储在计算机系统上执行的指令的计算机可读媒体，该指令在被计算机系统执行时，使该计算机系统实现的步骤包括：通过使用扫描设备扫描目标来获取测量投影数据；选择在扫描设备的视野之外的投影角和扇面角；根据所选的投影角和扇面角，确定多条正弦图曲线，每条正弦图曲线对应该目标中的不同像点；根据测量投影数据确定每条正弦图曲线的贡献值；并根据所确定的贡献值计算针对所选投影角和扇面角的估计的扩展投影数据。

根据本发明的第九方面，一种扫描装置包括：被配置成通过扫描目标获取测量投影数据的扫描设备；被配置成选择在扫描设备的视野之外的投影角和扇面角的选择单元；以及处理器，被配置成根据所选的投影角和扇面角，确定多条正弦图曲线，每条正弦图曲线对应目标中的不同像点，根据测量投影数据确定每条正弦图曲线的贡献值，并根据确定的贡献值计算针对所选投影角和扇面角的估计的扩展投影数据。

根据本发明的第十方面，边界值基于对应的正弦图曲线的斜率。

根据本发明的第十一方面，所述表格是最小值表，并且该最小值表的峰值被舍入。

本方面的其它目标和优点将在下面的说明中阐明。

附图说明

通过结合附图参考下面的详细描述,将更好地理解本发明及其许多附带优点,在附图中:

图 1A 显示了伸展到扫描 FOV 之外的目标的例子;

图 1B 显示了从图 1A 得到的数据截断;

图 2 显示了一个示范性扫描设备;

图 3A 显示了具有内插数据的示范性正弦图曲线;

图 3B 显示了在截断的正弦图和补全的正弦图之间的示范性比较;

图 4 显示了 X 射线源相对于被扫描目标的第一示范性配置;

图 5 显示了对应于未测量数据点的通过正弦图空间内一点的正弦图曲线族;

图 6 显示了 X 射线源相对于被扫描目标的第二示范性配置;

图 7 显示了通过给定像点的测量的线积分族;

图 8A 显示了来自截断数据的最小值表;

图 8B 显示了校正的最小值表;

图 9A 显示了表示最短测量路径长度的最小值表;

图 9B 显示了一个 L 加权表;

图 9C 显示了加权的最小值表;

图 10 显示了用于实践本发明实施例的示范性方法; 以及

图 11 是在其上本发明的实施例可被实现的计算机系统的框图。

具体实施方式

首先,在本说明书中使用的变量和参数包括:

FOV	视野;
$x = (x_1, x_2)$	在笛卡尔坐标下的像点;
$x = (r_x, \beta_x)$	在极坐标下的像点;
$\mu(x)$	待重建的衰减函数;
R	源轨迹的半径;

Γ	扇面角孔径/开口的一半;
γ	可变的扇面角 (FA), $-\Gamma \leq \gamma \leq \Gamma$;
β	投影 (源) 角;
$y = (R \cos \gamma, R \sin \gamma)$	螺旋形轨迹的公式;
r_γ	对应 γ 的半径, $\gamma = \arcsin(r_\gamma/R)$;
$g(\beta, \gamma)$	呈现为正弦图形式的扇束数据;
$S(r_x, \beta_x)$	正弦图曲线, 或 S 曲线;
sFOV	扫描视野;
eFOV	扩展视野;
r_0	扫描 FOV 的半径;
$r_{\max}$	扩展 FOV 的半径;
Γ_0	扫描 FOV 的 FA; 以及
$\Gamma_{\max}$	扩展 FOV 的 FA.

现在参考附图, 其中同样的参考数字在各图中标示相同或对应部分, 图 2 显示了可被用来获取由本发明的方法处理的数据的 X 射线计算机断层摄影 (CT) 成像设备。然而, 本发明也可用于 PET (正电子发射断层摄影), SPECT (单光子发射断层摄影), 以及多模态应用, 例如 PET/CT 和 SPECT/CT。

由台架 1 构成的投影数据测量系统包括一个产生扇束 X 射线通量的 X 射线源 3, 以及由多个以二维方式排列的检测器元件 (即堆叠成多行的被排列成一维的多个元件) 组成的二维阵列式 X 射线检测器 5。X 射线源 3 和二维阵列式 X 射线检测器 5 被安装在旋转环 2 上, 面向受检者的两边, 该受检者躺在床或平台 6 的滑板上。二维阵列式 X 射线检测器 5 被安装在旋转环 2 上。每个检测器元件对应一个通道。来自 X 射线源 3 的 X 射线通过 X 射线过滤器 4 被定向到受检者上。穿过受检者的 X 射线被二维阵列式 X 射线检测器 5 检测为电信号。

X 射线控制器 8 为高压发生器 7 提供触发信号。高压发生器 7 根据触发信号被接收的定时给 X 射线源 3 施加高压。这使 X 射线从 X 射线源 3 发出。台架/床控制器 9 同步控制台架 1 的旋转环 2 的旋转和

床 6 的滑板的滑动。系统控制器 10 构成了整个系统的控制中心, 并且控制 X 射线控制器 8 和台架/床控制器 9, 使得从受检者看来, X 射线源 3 执行所谓的螺旋扫描, 其中 X 射线源沿着螺旋路径移动。具体地, 旋转环 2 以固定角速度持续旋转, 而滑板以固定速率移动, 并且 X 射线从 X 射线源 3 以固定间隔角被连续或间歇地发出。

此外, 在替换的实施例中, X 射线源 3 和检测器 5 可以是固定的, 而被扫描目标是旋转的。

二维阵列式 X 射线检测器 5 的输出信号针对每个通道被数据收集单元 11 放大, 并被转换成数字信号以产生投影数据。该投影数据可以是正弦图的形式。

图 1B 显示了由上述设备产生的示范性正弦图。这种特殊的正弦图被截断, 就像由正弦曲线中的断点或间隙表示的那样。截断的正弦图对于位于 sFOV 外部的扇面角 γ 和投影角 β 的组合是数据缺失的。

从数据收集单元 11 输出的投影数据被提供给重建处理单元 12。重建处理单元 12 使用测量投影数据(呈现为正弦图形式的扇束数据 g) 针对被扫描的受检者伸展到 sFOV 外部的部分估计衰减函数。扩展投影数据通过使用估计的衰减函数值产生。用于重建衰减函数的算法在下面讨论。

在附加的实施例中, 重建处理单元 12 使用基于衰减函数重建值的扩展投影数据得到反映每个体素中 X 射线吸收性的背投影数据。重建处理单元 12 在这个成像区域中定义了多个体素, 并得到每个体素的背投影数据。

通过使用该背投影数据编辑的三维图像数据或 X 射线断层摄影图像数据被发送到显示设备 14, 在那里被直观地显示为三维图像或 X 射线断层摄影图像。

产生 3D 图像的螺旋扫描仅仅是本发明的一个实施例。另一个实施例是仅产生 2D 图像的圆扫描。

在本发明的一个实施例中, 未测量的衰减数据使用测量投影数据进行估计。本发明基于正弦图分解。在正弦图曲线和像点之间存在一

一对应。如果某个像点 x 位于 sFOV 外部，针对这个位于 sFOV 外部的像点 x 的 s 曲线的大部分可从该正弦图中提取。

与传统的外推方法相反，本发明的实施例使用沿着正弦图曲线的内插来获得对未测量的衰减数据的估计。正弦图曲线表示随着 X 射线源绕等角点旋转由某一目标点的投影描绘的路径。当像点被放置在 FOV 外部离等角点很远时，它的 s 曲线覆盖一个大的扇面角范围。正弦图曲线的内部始终被测量，提供一种估计缺失的外部的的手段。利用沿着 s 曲线的数据的连续性， s 曲线的截断部分可在测量部分之间进行内插，这允许 s 曲线的平滑补全。

图 3A 显示了 sFOV 外部一个点的 s 曲线如何通过在内插从正弦图内的测量数据之间进行的内插从正弦图中提取。对于测量数据之外的点 (β, γ) ，穿过 (β, γ) 的 s 曲线可通过在测量数据内部分 s 曲线之间进行内插来创建。虚线表示测量数据，而补全的正弦曲线（实曲线）表示内插数据。内插针对通过 (β, γ) 的每条 s 曲线被重复。产生在 (β, γ) 上的投影数据所需的进一步的分析在下面讨论。

图 3B 显示了在原始的截断的正弦图和使用本发明实施例恢复的正弦图之间的示范性对比。

因此，本发明的一个实施例涉及从正弦图的部分（正弦图的未截断部分）的中心向外移动以逐个填充截断的正弦图曲线。

通过补全截断的正弦图将 sFOV 扩展为 eFOV 的方法将针对扇束 CT 设备进行推导。然而，本领域的普通技术人员能够理解本发明可被推广到圆锥束，螺旋形扇束以及螺旋形锥束 CT 设备。此外，如上所述，该设备并不需要被限制为 CT 设备。

目标的投影数据（即正弦图）从扫描设备获得，如图 2 所示。此外，在可替换的实施例中，投影数据可在第一位置产生，并被传送到第二位置用于进一步的分析。

本发明的一个实施例在逐点的基础上估计未测量的衰减数据。针对获取的正弦图，一个给定点（由投影角和扇面角定义）被选择。图 3A 和 5 显示了对应于未测量数据的点 (β, γ) 。

根据由所选投影角和扇面角定义的所选点, 经过该所选点的多条正弦图曲线被确定。经过 FOV 外部的所选点 (β, γ) 的多条 s 曲线在图 5 中显示。在两条虚线之间的 s 曲线部分对应于 s 曲线的测量部分 (s 节点)。在虚线外侧的 S 曲线部分是 s 曲线的未测量部分。多条 s 曲线通过使用下面推导的正弦图曲线公式来确定。

图 4 显示了 CT 扫描设备的示范性配置。通过使用基本的几何学, 定义正弦图曲线的公式可被获得。一条正弦图曲线通过把单个像点 x 投影到正弦图域来获得。在正弦图空间, 每个像点被表示成一条正弦图曲线。

如图 4 所示, 像点 x 用其笛卡尔坐标 (x_1, x_2) 或其极坐标 (r_x, β_x) 表示。X 射线源 (焦点) S 的轨迹由 $(R \cos \gamma, R \sin \gamma)$ 给出。

使用如图 4 所示配置的几何形状, 使用笛卡尔坐标的常规公式, 与距离无关的公式 (即, 与 R 无关), 以及极坐标公式可被推导用以定义 γ 。 γ 又可被用来定义正弦图曲线 (或 S 曲线)。

下面是正弦图公式的推导:

$$\tan \gamma = \frac{PA}{PS}, \quad \sin \gamma = \frac{PA}{AS}$$

常规公式:

$$AS = |x - y| = \sqrt{(x_1 - R \cos \beta)^2 + (x_2 - R \sin \beta)^2}$$

$$PA = x \cdot (\cos \beta, \sin \beta)^\perp = x_1 \sin \beta - x_2 \cos \beta$$

$$\gamma = \arcsin \frac{x_1 \sin \beta - x_2 \cos \beta}{\sqrt{(x_1 - R \cos \beta)^2 + (x_2 - R \sin \beta)^2}} \quad (1)$$

与距离无关的公式:

$$PS = OS - OP, \quad OP = x \cdot (\cos \beta, \sin \beta) = x_1 \cos \beta + x_2 \sin \beta$$

$$\gamma = \arctan \frac{x_1 \sin \beta - x_2 \cos \beta}{R - (x_1 \cos \beta + x_2 \sin \beta)} \quad (2)$$

在极坐标下的公式:

$$PA = OA \sin (\beta - \beta_x) = r_x \sin (\beta - \beta_x),$$

$$OP = r_x \cos (\beta - \beta_x) \Rightarrow PS = R - r_x \cos (\beta - \beta_x).$$

$$\gamma = \arctan \frac{r_x \sin (\beta - \beta_x)}{R - r_x \cos (\beta - \beta_x)} \quad (3)$$

上述公式 (1), (2) 和 (3) 可被用来定义一条正弦图曲线。尽管如此, 极坐标形式的公式将在这里被使用。正弦图曲线 $S(r_x, \beta_x)$ 使

用集合符号来定义:

$$S(r_x, \beta_x) = \left\{ (\beta, \gamma) \mid 0 \leq \beta < 2\pi, \gamma = \arctan \frac{r_x \sin(\beta - \beta_x)}{R - r_x \cos(\beta - \beta_x)} \right\} \quad (4)$$

注意每条 s 曲线由 (r_x, β_x) 定义。因此这两个参数可被用来参数化整个正弦图曲线族。此外, 通过特定点 (β, γ) 的 s 曲线族可仅用一个参数 r_x 或 β_x 参数化。

图 6 显示了 X 射线源和被扫描目标的第二配置。如图 6 所示, $r(\gamma) = R \sin \gamma$, 它是曲线族的最小半径。因此, 参数 r 由 $r_\gamma \leq r \leq r_{\max}$ 定界, 其中 $r_{\max}$ 是扩展 FOV 的半径。

扫描目标上的许多点 (即, 像点) 对点 (β, γ) 的值有贡献。图 6 显示了一些这样的点。 $P(r_\gamma, \beta_C)$ 是对应于最小半径 r_γ 的点, $M(r, \beta_2)$ 和 $N(r, \beta_1)$ 是对应于任意半径 $r \in [r_\gamma, r_{\max}]$ 的两个对称点 (相对于射线 β_C)。注意 $\beta_1 = \beta_C + \theta_r$, 而 $\beta_2 = \beta_C - \theta_r$ 。 $K(r_{\max}, \beta_C - \theta_{\max})$ 是对应于最大半径 $r_{\max}$ 的点。对应于 $\beta_C + \theta_{\max}$ 的对称点未显示。

就像可从图 6 中看到的那样, 下面的关系可被建立:

$$\begin{aligned} \beta_C &= -\pi/2 + \beta + \gamma \\ \beta_1 &= \beta_C + \theta_r \\ \beta_2 &= \beta_C - \theta_r \\ \theta_r &= \arccos(r_\gamma/r) \end{aligned} \quad (5)$$

在上面的讨论中, 参数 r 被设为独立的, 而 β_x 依赖于 r_x 。然而, 为了实现在离散 S 曲线族中的更加均匀的分布, 最好使参数 β_x 独立。这样, 如果 β_x 从 $\beta_C - \theta_{\max}$ 到 $\beta_C + \theta_{\max}$ 变化, $\theta_{\max} = \arccos(r_\gamma/r_{\max})$, 并且对应的 r_γ 是:

$$r_x = \frac{R \sin \gamma}{\sin(\gamma + \beta - \beta_x)}, \quad (6)$$

也可被重写为:

$$r_x = \frac{r_\gamma}{\cos(\beta_C - \beta_x)}. \quad (7)$$

现在, 在公式 (4) 中令 β_x 从 $\beta_C - \theta_{\max}$ 到 $\beta_C + \theta_{\max}$ 变化, 并根据公式 (6) 或 (7) 选择 r_x , 如图 5 所示的包含 (β, γ) 的一参数的 s 曲线族 $S(r_x, \beta_x)$ 可被获得。因此, 为了恢复 sFOV 外部点 (β, γ) 的投影数据, 我们需要使用经过点 (β, γ) 的所有 s 曲线。

给定点 (β, γ) 被恢复为来自通过该给定点 (β, γ) 的各 s 曲线的值的加权和, 并将在下面解释。

常规地, 扇束变换在笛卡尔坐标下被给定为:

$$g(\beta, \gamma) = \int_0^{\infty} \mu(y(\beta) + t\theta) dt, \quad (8)$$

其中 θ 是射线单位向量, $\theta = (-\cos(\beta+\gamma), \sin(\beta+\gamma))$ 。因此, 公式(8)可被重写为:

$$g(\beta, \gamma) = \int_0^{\infty} \mu(R \cos \beta - t \cos(\beta + \gamma), R \sin \beta - t \sin(\beta + \gamma)) dt. \quad (9)$$

在极坐标下, 公式(8)变为:

$$g(\beta, \gamma) = \int_{\beta_c - \theta_{\max}}^{\beta_c + \theta_{\max}} \mu(r_x, \beta_x) \left| \frac{dt}{d\beta_x} \right| d\beta_x. \quad (10)$$

可以证明 $\frac{dt}{d\beta_x} = \frac{r_x}{\cos(\beta_x - \beta_c)}$ 。因此我们有

$$g(\beta, \gamma) = \int_{\beta_c - \theta_{\max}}^{\beta_c + \theta_{\max}} \mu(r_x, \beta_x) \left. \frac{r_x}{\cos(\beta_x - \beta_c)} \right|_{r_x=r_x(\beta, \beta, \gamma)} d\beta_x, \quad (11)$$

其中, $r_x(\beta_x, \beta, \gamma)$ 由公式(6)给出, 而 β_c 由公式(5)给出。

$\mu(x)$ 表示某个像点的衰减函数。如公式(8)所示, 该像点的衰减函数被用来构建投影数据 $g(\beta, \gamma)$ 或正弦图。然而, 只有在 sFOV 内的数据可被用来创建正弦图, 这造成了截断的正弦图。

当 $\mu(x) = \mu(r_x, \beta_x)$ 未知时, 估计 $\tilde{\mu}(r_x, \beta_x)$ 被使用。该估计使用对应正弦图曲线 $S(r_x, \beta_x)$ 上的值来获得。 s 曲线的截断部分可在 s 曲线的测量部分之间进行内插 (如图 3A 所示), 这允许 s 曲线的平滑补全。存在几种获得 $\tilde{\mu}(r_x, \beta_x)$ 的方法。

方法 1. 使用最小函数

$$\tilde{\mu}_{\min}(r_x, \beta_x) = \min_{(\beta, \gamma) \in S_0(r_x, \beta_x)} g(\beta, \gamma), \quad (12)$$

其中 $S_0(r_x, \beta_x)$ 表示 $S(r_x, \beta_x)$ 的测量部分。在该方法中, 沿着正弦图曲线 $S(r_x, \beta_x)$ 的最小值被得到, 并且该值被赋给 $\tilde{\mu}(r_x, \beta_x)$ 。此处, 在噪声水平下的值可被滤除, 这允许无衰减的像点被去除。该方法具有能够正确恢复甚至来自小型部分或目标的远程正弦图点的优点。它的缺点是它

在边界处不匹配正弦图。

方法 2. 使用属于 $S(r_x, \beta_x)$ 的测量正弦图的边界值。该边界值对应于 $r = r_0$ ，并且 β 坐标由下式给出：

$$\begin{aligned}
 \beta_1 &= \pi/2 + \beta_c - \gamma_0 + \theta_r \\
 \beta_2 &= \pi/2 + \beta_c - \gamma_0 - \theta_r \\
 \theta_r &= \arccos \frac{r_0}{r_x} \\
 v_1 &= g(\beta_1, \gamma_0) \\
 v_2 &= g(\beta_2, \gamma_0) \\
 g_{bs}(\beta, \gamma) &= \frac{\beta_2 - \beta}{\beta_2 - \beta_1} v_1 + \frac{\beta - \beta_1}{\beta_2 - \beta_1} v_2
 \end{aligned} \tag{13}$$

(注意： $\beta_1, \beta_2, \theta_r$ 是临时变量，与公式(5)中的不同)。

方法 2 使用斜率 Slope (见图 3)：

$$\begin{aligned}
 \gamma_{01} &= \gamma_0 - d\gamma \\
 r_{01} &= R \sin \gamma_{01}
 \end{aligned} \tag{14}$$

$$\begin{aligned}
 \beta_{11} &= \pi/2 + \beta_c - \gamma_{01} + \theta_r \\
 \beta_{21} &= \pi/2 + \beta_c - \gamma_{01} - \theta_r \\
 \theta_r &= \arccos \frac{r_{01}}{r}
 \end{aligned} \tag{15}$$

$$\begin{aligned}
 v_{11} &= g(\beta_{11}, \gamma_{01}) \\
 v_{21} &= g(\beta_{21}, \gamma_{01}) \\
 Slope1 &= v_1 - v_{11} \\
 Slope2 &= v_2 - v_{21}
 \end{aligned} \tag{16}$$

$$g_{bs}(\beta, \gamma) = (v_1 + Slope1 \cdot (\gamma - \gamma_0)) \frac{\beta - \beta_2}{\beta_1 - \beta_2} + (v_2 + Slope2 \cdot (\gamma - \gamma_0)) \frac{\beta_1 - \beta}{\beta_1 - \beta_2} \tag{17}$$

最终的边界估计 $g_b(\beta, \gamma)$ 通过平均与通过 (β, γ) 的所有 s 曲线相对应的 $g_{bs}(\beta, \gamma)$ 来获得。方法 2 的优点是它非常平滑地扩展正弦图使得在边界的边缘上的截断膺象被降至最小。方法 2 的缺点是它在截断区域的深处 (即，对于大数值的 γ) 不正确。

方法 3. 使用方法 1 和 2 的组合。

在本发明的另一个实施例中，顺齐被使用以使得方法 2 在截断的边缘 (即，小数值的 γ) 附近被使用，而方法 1 在距离截断的边缘更远的地方 (即，大数值的 γ) 被使用。因此，对缺失的衰减值的估计由下给出：

$$\tilde{\mu}(r_x, \beta_x) = w_r(r_x) \tilde{\mu}_{\min}(r_x, \beta_x) + (1 - w_r) \tilde{\mu}_{\text{bnd}}(r_x, \beta_x), \tag{18}$$

最小值表

最小值表 (MVT) 可被用来提高本发明的效率。一个示范性的最小值表在图 8A 和 8B 中显示。图 8A 显示了从截断数据获得的 MVT。图 8B 显示了校正的 MVT。在本发明的一个实施例中, 最小值表包括 $\tilde{\mu}_{\min}(r_x, \beta_x)$ 和 $[v_1, v_2](r_x, \beta_x)$ 的预先计算值。而在另一个实施例中, 最小值表或一个不同的表可能存储了加权最小值表 (WMVT) $\tilde{\mu}_{\min}(r_x, \beta_x)$ 和加权边界值表 (WBVT) $[v_1, v_2](r_x, \beta_x)$ 。

因此, 在本发明的有效实现中, 不计算 $\tilde{\mu}_{\min}(r_x, \beta_x)$ 和 $[v_1, v_2](r_x, \beta_x)$, 这些值可在针对每个 (r_x, β_x) 的最小值表中查找。

MVT 后处理

获得的 MVT 需要被修正。这是必要的, 因为数据被截断, 因此 MVT 失真了。特别地, 截断导致了在获得的 MVT 中的额外的峰, 其被引向远离中心。这样的峰如果不被校正, 将导致在目标远端上的模糊边缘。存在许多可被用来校正峰的方法; 这是信号处理中一个相当规范的问题。图 8A 和 8B 显示了该峰需要被怎样校正。

加权

当重建目标不包含分离的单个点时需要进行加权。因此, 在实际中, 加权总是需要的。加权需要产生两种效果: (1) 缺失值 $g(\beta, \gamma)$ 从 N 条正弦图曲线中被恢复, 其中 N 通常依赖于许多事情; 以及 (2) 采样间隔 $\Delta\beta_x$ (s 曲线族的采样)。 $g(\beta, \gamma)$ 不应依赖于采样尺寸。因此, 应用的加权应把获得的值归一化到采样间隔。

因为扫描目标具有宽度, 与单个点不同, 获得的最小估计 $\tilde{\mu}_{\min}(r_x, \beta_x)$ 表示穿过该目标最细部分的积分, 就像在 sFOV 中看到的一样。通过假设扫描目标具有均匀的衰减, 加权可被简化, 因为 $\tilde{\mu}_{\min}(r_x, \beta_x)$ 需要用最短测量路径的长度 L 归一化: $\tilde{\mu}(r_x, \beta_x) = \tilde{\mu}_{\min}(r_x, \beta_x) / L$ 。

图 7 显示了通过给定像点 (β, γ) 的测量线积分族。实线表示 $\tilde{\mu}_{\min}(r_x, \beta_x)$, 而 L 被显示为通过该扫描目标的最短测量路径。

注意 L 是未知的, 也需要被估计。 L 可使用最小值表 (MVT) $\tilde{\mu}_{\min}(r_x, \beta_x)$ 估计。图 9A 显示了 L 可如何从 MVT 中被估计。图 9B 显示了 L 加权表。图 9C 显示了加权 MVT。 L 可被估计为:

$$L = \frac{r_x \sin \Delta\beta_x}{\cos(\beta_x - \beta_c)} \quad (19)$$

其中, $\Delta\beta_x$ 是 L 的角跨度。因此, 公式 (20) 具有形式:

$$g(\beta, \gamma) = \int_{\beta_c - \theta_{\max}}^{\beta_c + \theta_{\max}} \tilde{\mu}_{\min}(r_x, \beta_x) \frac{1}{\sin \Delta\beta_x} d\beta_x \quad (20)$$

或

$$g(\beta, \gamma) = \int_{\beta_c - \theta_{\max}}^{\beta_c + \theta_{\max}} \tilde{\mu}_{\min}(r_x, \beta_x) w_{\Delta\beta_x} d\beta_x \quad (21)$$

其中, $w_{\Delta\beta}$ 是最小值权重, 并且可被如下估计:

$$w_{\Delta\beta} = \sin(\text{count} \cdot ds/2)/2 \cdot \text{min_weight_factor}$$

其中, count 是在射线上的非零点的个数 (或, 等价地, 通过该数据像素的正弦图曲线的条数), 而 min_weight_factor 被考虑以将解析表达式和原始数据进行匹配。实验上, $\text{min_weight_factor} = 0.0085$ 。

示范性实现

下面描述本发明一个实施例的示范性实现。输入数据是 $g_0(\beta, \gamma)$, 其中 $0 \leq \beta < 2\pi$, 并且 $-\Gamma_0 \leq \gamma \leq \Gamma_0$ 。该正弦图被截断。输出数据是补全的正弦图 (即, 通过估计未测量数据进行了扩展) $g(\beta, \gamma)$, 其中 $0 \leq \beta < 2\pi$, 并且 $-\Gamma_{\max} \leq \gamma \leq \Gamma_{\max}$ 。

最外侧的环即如图 6 所示的 eFOV 具有 (β, γ) 的所有截断值。为了简化, 让我们仅考虑一侧, $\Gamma_0 \leq \gamma \leq \Gamma_{\max}$ 。另一侧 ($-\Gamma_{\max} \leq \gamma \leq -\Gamma_0$) 可同样处理。

在外环内, 正弦图点 (β, γ) 是固定的。通过该点的正弦图曲线族 $S(r_x, \beta_x)$ 被得到。如前所述, β_x 是独立参数以使得 $\beta_c - \theta_{\max} \leq \beta_x \leq \beta_c + \theta_{\max}$, 而 r_x 作为 β_x , β 和 γ 的函数被得到。

因此, 中间的环 (在图 6 中具有半径 r 的环) 具有在 $\beta_c - \theta_{\max}$ 和 $\beta_c + \theta_{\max}$ 之间的 β_x 值 (参见公式 (5)), 并且对应的 r_x 使用公式 (6) 和 (7) 被得到。

现在, 一旦 (r_x, β_x) 对也被固定, 它的贡献即某个值 $\tilde{\mu}(r_x, \beta_x)$ 被得到。在这个例子中, 使用最小值技术, 因为它将限制 S 函数的范围。我们将跟随曲线 $S(r_x, \beta_x)$ 以得到 $\tilde{\mu}_{\min}(r_x, \beta_x)$ 。这是最内侧的环 (sFOV), 其中:

β' 从 0 变化到 2π , 并使用公式 (3) 作为 β' , β_x 和 r_x 的函数得到 γ' (撇号被用来使之区别于最外侧 (β, γ))。最内侧的环的结果是 $\tilde{\mu}_{\min}(r_x, \beta_x)$ 。

处理的速度在最小值位于噪声门限之下时可通过离开最内侧的环来提高 (在解析的无噪声模拟中, 如果它等于零就离开)。如果 $\tilde{\mu}_{\min}(r_x, \beta_x)=0$, 我们可以明确地说 $\mu(r_x, \beta_x)=0$, 这自身是一个有用的结果。

在中间环的末端, 我们需要计算 $\tilde{\mu}_{\text{bnd}}(r_x, \beta_x)$ (边界), $\tilde{\mu}(r_x, \beta_x)$, 并且把所有可用值 (针对通过点 (β, γ) 的每条 s 曲线) 作为某一临时变量进行累积。

在最外侧环的末端, 累积的临时变量被赋给缺失数据 $g(\beta, \gamma)$ 。所有的临时变量在这里或在必要时被随时清零。

在本发明的另一实施例中, 最小值和边界值被预先计算, 因此避免了最内侧的环。这种更有效的实现可被表征为:

预计算:

加权最小值表 (WMVT) $\tilde{\mu}_{\min}(r_x, \beta_x)$ 和边界值及斜率表 (WBVT), $\text{BVT}_{\text{left}}(r_x, \beta_x)$, $\text{SIT}_{\text{right}}(r_x, \beta_x)$, $\text{SIT}_{\text{left}}(r_x, \beta_x)$; 以及

处理数据:

外环: 针对截断的 (β, γ) 。

内环: 针对 S 曲线 $S(r_x, \beta_x)$ 。

(这两个环和前面描述的最外侧环及中间环相同, 进一步的描述被省略)。

图 10 显示了用于实现本发明的示范性方法。在步骤 702 中, 投影数据使用扫描设备获得。在步骤 704 中, 在 sFOV 外部的投影角和扇面角被选择。在步骤 706 中, 根据在步骤 704 中选择的投影角和扇面角, 对应不同像点的多条正弦图曲线被确定。此多条正弦图曲线穿过在步骤 704 中选择的点。在步骤 708 中, 根据测量的数据, 通过沿着多条曲线中至少一条曲线在测量数据内进行内插来为多条曲线中的每一个确定贡献值。在步骤 710 中, 包含测量数据的最小值和边界值的表格被存储。在步骤 712 中, 对应于在步骤 704 中选择的扇面

角的投影数据基于来自多条曲线的贡献的加权和并根据所确定的贡献值进行计算。

图 11 显示了一个计算机系统 1201，在其上本发明的实施例可被实现。该计算机系统 1201 包括用于传递信息的总线 1202 或其它通信机构，以及连接到总线 1202 用于处理信息的处理器 1203。计算机系统 1201 还包括连接到总线 1202 用于存储信息和处理器 1203 执行的指令的主存储器 1204，例如随机存取存储器（RAM）或其它动态存储器（例如，动态 RAM（DRAM），静态 RAM（SRAM）和同步 DRAM（SDRAM））。此外，主存储器 1204 可被用来存储在处理器 1203 执行指令期间的临时变量或其它中间信息。计算机系统 1201 进一步包括连接到总线 1202 用于为处理器 1203 存储静态信息和指令的只读存储器（ROM）1205 或其它静态存储设备（例如，可编程 ROM（PROM），可擦除 PROM（EPROM）和电可擦除 PROM（EEPROM））。

计算机系统 1201 还包括连接到总线 1202 用于控制一个或多个存储信息和指令的存储设备的盘控制器 1206，存储设备为例如硬盘 1207 和可移动媒体驱动器 1208（例如，软盘驱动器，只读光盘驱动器，读/写光盘驱动器，光盘库，磁带驱动器和可移动磁光驱动器）。存储设备可使用适当的设备接口（例如，小型计算机系统接口（SCSI），集成驱动电子设备（IDE），增强 IDE（E-IDE），直接存储器存取（DMA），或超级 DMA）被添加到计算机系统 1201 中。

计算机系统 1201 也可以包括专用的逻辑设备（例如，专用集成电路（ASIC），简单可编程逻辑设备（SPLD），复杂可编程逻辑设备（CPLD）和现场可编程门阵列（FPGA））。

计算机系统 1201 也可以包括连接到总线 1202 用于控制诸如阴极射线管（CRT）的显示器 1210 为计算机用户显示信息的显示控制器 1209。计算机系统包括用于与计算机交互并为处理器 1203 提供信息的输入设备，例如键盘 1211 和指向设备 1212。举个例子，指向设备 1212 可以是用于为处理器 1203 传递方向信息和命令选择，并控制在显示器 1210 上的光标运动的鼠标，轨迹球或指向棒。此外，打印机可提供由

计算机系统 1201 存储和/或产生的数据的打印列表。

计算机系统 1201 执行本发明的部分或所有处理步骤以响应包含在诸如主存储器 1204 中一个或多个指令的一个或多个序列的执行的处理器 1203。这些指令可从诸如硬盘 1207 或可移动媒体驱动器 1208 的其它计算机可读媒体中读入主存储器 1204。在多处理装置中的一个或多个处理器也可被使用以执行包含在主存储器 1204 中的指令序列。在替换的实施例中，硬连接的电路可被用来代替软件指令或与之结合。因此，实施例并不限于硬件电路和软件的任何特定组合。

如上所述，计算机系统 1201 至少包括一个计算机可读媒体或存储器用以存储根据本发明的指导编写的指令，并用以包含数据结构，表格，记录或这里描述的其它数据。计算机可读媒体的例子是光盘，硬盘，软盘，磁带，磁光盘，PROM (EPROM, EEPROM, 闪存 EPROM), DRAM, SRAM, SDRAM, 或任何其它磁媒体，光盘（例如，CD-ROM），或任何其它光学媒体，穿孔卡片，纸带，或任何其它具有孔洞模式的物理媒体，载波（在下面描述），或任何其它计算机可读的媒体。

存储在计算机可读媒体的任意一个或组合上，本发明包括用于控制计算机系统 1201，驱动用来实现本发明的一个或多个设备，并使计算机系统 1201 与人类用户进行交互（例如，打印个人作品）的软件。这种软件包括但不限于设备驱动程序，操作系统，开发工具和应用软件。这种计算机可读媒体进一步包括用于完成在实现本发明中执行的全部或部分处理（如果处理是分布的）的本发明的计算机程序产品。

本发明的计算机代码设备可以是任何可编译或可执行的代码机构，包括但不限于脚本，可编译程序，动态链接库（DLL），Java 类和完整的可执行程序。此外，本发明的部分处理为了更好的性能，可靠性和/或费用可以是分布式的。

这里使用的术语“计算机可读媒体”指的是参与为处理器 1203 提供用于执行的指令的任意媒体。计算机可读媒体可以表现为多种形式，包括但不限于非易失性媒体，易失性媒体和传输媒体。非易失性媒体

包括例如光盘，磁盘和磁光盘，诸如硬盘 1207 或可移动媒体驱动器 1208。易失性媒体包括诸如主存储器 1204 的动态存储器，传输媒体包括同轴电缆，铜线和光纤，包括组成总线 1202 的电缆。传输媒体也可以具有诸如在无线电波和红外数据通信过程中产生的声波或光波的形式。

计算机可读媒体的各种形式可涉及实现处理器 1203 执行的一个或多个指令的一个或多个序列。例如，指令最初可能被放在远程计算机的磁盘上。该远程计算机可以把这些用以实现全部或部分本发明的指令载入到动态存储器，并使用调制解调器在电话线上传送指令。位于计算机系统 1201 的调制解调器可以接收电话线上的数据，并使用红外传送器把这些数据转换成红外数据。连接到总线 1202 的红外检测器可以接收在红外信号中载入的数据，并把该数据放到总线 1202 上。总线 1202 把数据送到主存储器 1204，从中处理器 1203 接收并执行指令。主存储器 1204 接收的指令在被处理器 1203 执行前后可随意存放在存储器设备 1207 或 1208。

计算机系统 1201 还包括连接到总线 1202 的通信接口 1213。通信接口 1213 提供连接到网络链接 1214 的双向数据通信，网络链接 1214 连接到诸如局域网（LAN）1215 或其它诸如因特网的通信网络 1216。例如，通信接口 1213 可以是连接到任意分组交换 LAN 的网络接口卡。作为另一个例子，通信接口 1213 可以是相应类型的通信线路提供数据通信连接的非对称数字用户线路（ADSL）卡，综合服务数字网（ISDN）卡或调制解调器。无线连接也可被实现。在任何这样的实现中，通信接口 1213 传送和接收携带表示各种信息的数字数据流的电子，电磁或光信号。

网络链接 1214 通常提供从一个或多个网络到其它数据设备的数据通信。例如，网络链接 1214 可以通过本地网络 1215（例如，LAN）或通过由经由通信网络 1216 提供通信服务的服务提供商运行的设备提供到其它计算机的连接。本地网络 1214 和通信网络 1216 使用携带数字数据流的诸如电子，电磁或光信号以及相关的物理层（例如，CAT

5 电缆,同轴电缆,光纤等等)。携带有来往于计算机系统 1201 的数字数据的经过不同网络的信号和在网络链接 1214 上以及通过通信接口 1213 的信号可以在基带信号或基于载波的信号中实现。基带信号把数字数据作为非调制电子脉冲进行传送,电子脉冲是描述数字数据比特流的,其中术语“比特”可被宽泛地解释为有意义的符号,其中每个符号传送至少一个或多个信息比特。数字数据也可被用来调制载波,例如在传导媒体上传播或作为电磁波通过传播媒体传送的具有幅度,相位和/或频移键控的信号。因此,数字数据可以作为非调制的基带数据通过“有线”的通信信道传送,和/或通过调制载波在预定的不同于基带的频带内传送。计算机系统 1201 可以通过网络 1215 和 1216,网络链接 1214 以及通信接口 1213 传送和接收包括程序代码在内的数据。此外,网络链接 1214 可以通过 LAN 1215 提供与诸如个人数字助理(PDA),膝上型电脑或便携式电话的移动设备 1217 的连接。

本发明的所有实施例可以使用根据本发明的指导编程的传统的通用计算机或微处理器方便地实现,这对于计算机领域的技术人员是显而易见的。适当的软件可由普通技能的程序员根据本公开内容的指导容易地制备,这对于软件领域的技术人员是显而易见的。特别地,计算机机架可以安装包含 CPU,存储器和其它可选专用逻辑设备(例如,ASICs)或可配置的逻辑设备(例如,GAL和可重编程的FPGA)的主板。计算机也可包括多个输入设备(例如,键盘和鼠标),以及用于控制显示器的显卡。此外,计算机可以包括使用适当的设备总线(例如,SCSI总线,增强IDE总线或超级DMA总线)连接的软盘驱动器;其它可移动媒体驱动器(例如,光盘,磁带和可移动磁光媒体);以及硬盘或其它固定的高密度媒体驱动器。计算机还可以包括连接到相同设备总线或其它设备总线的光盘读取器,光盘读/写单元或光盘库。

存储在上述或任何其它计算机可读媒体的一个或组合上,本发明包括用于控制计算机的硬件并使计算机与人类用户进行交互的软件。这种软件包括但不限于设备驱动程序,操作系统和诸如开发工具的用

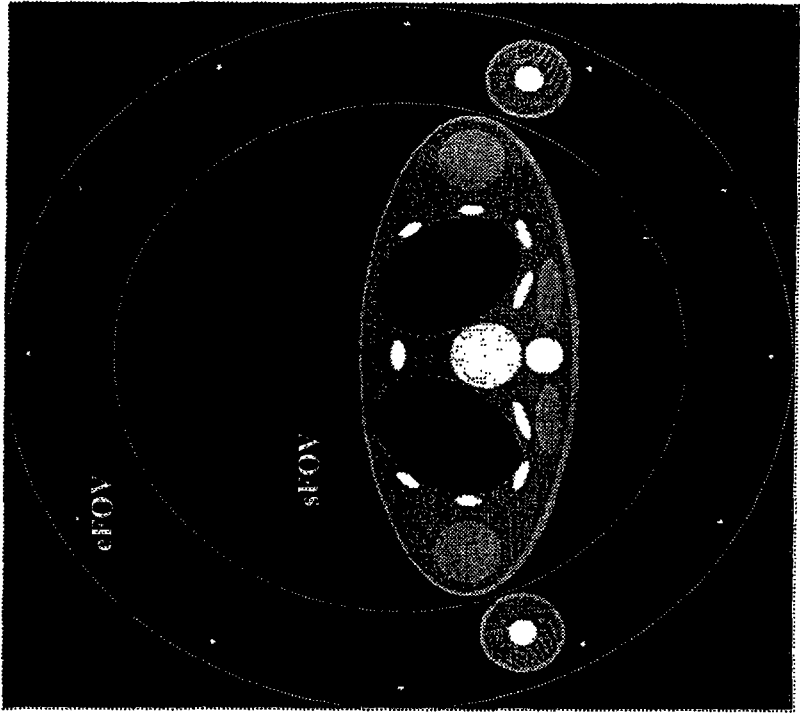
户应用软件。本发明的计算机程序产品包括任何存储计算机程序指令的计算机可读媒体（例如，计算机代码设备），该指令在被计算机执行时使计算机完成本发明的方法。本发明的计算机代码设备可以是任何可编译或可执行的程序机构，包括但不限于脚本，编译器，动态链接库，Java 类和完整的可执行程序。此外，本发明的部分处理为了更好的性能，稳定性，和/或费用可以是分布式的（例如，在（1）多个 CPU 或（2）至少一个 CPU 和至少一个可配置逻辑设备之间）。例如，轮廓或图像可在第一计算机上被选择，并传送到第二计算机用于远程诊断。

本发明也可由应用程序专用集成电路制备或通过互接传统元件电路的适当网络来实现，这对于本领域的技术人员是显而易见的。

此外，本发明的图像数据源可以是任何适当的图像获取设备，例如 X 射线仪或 CT 装置。获取的数据如果不是已经是数字形式的话可被数字化。

本发明的许多修改和变形根据上面的教导是可能的。因此应该理解，在所附权利要求书的范围内，本发明可能以不同于这里具体描述的方式实现。

图1A



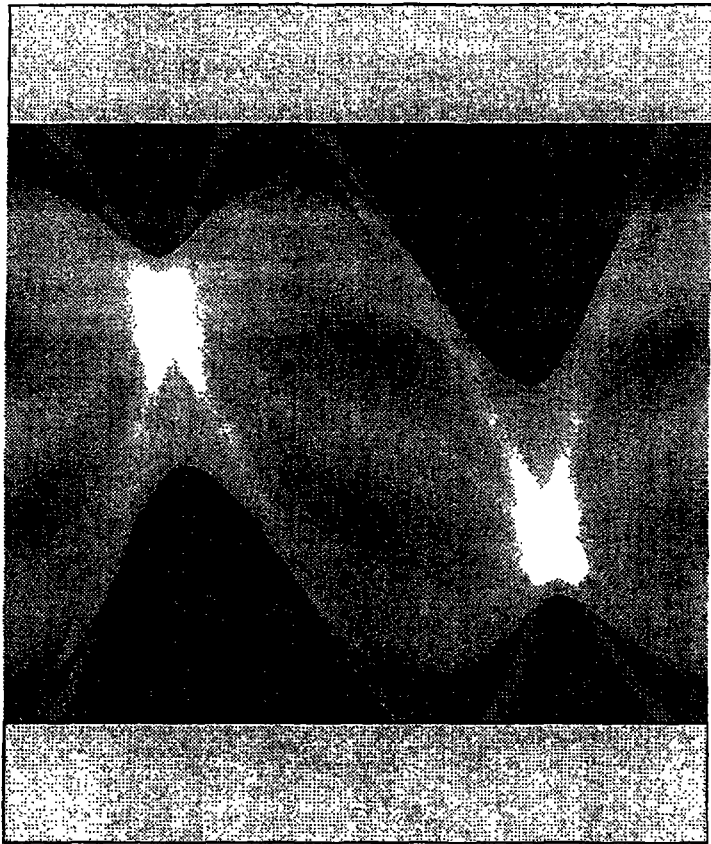


图1B

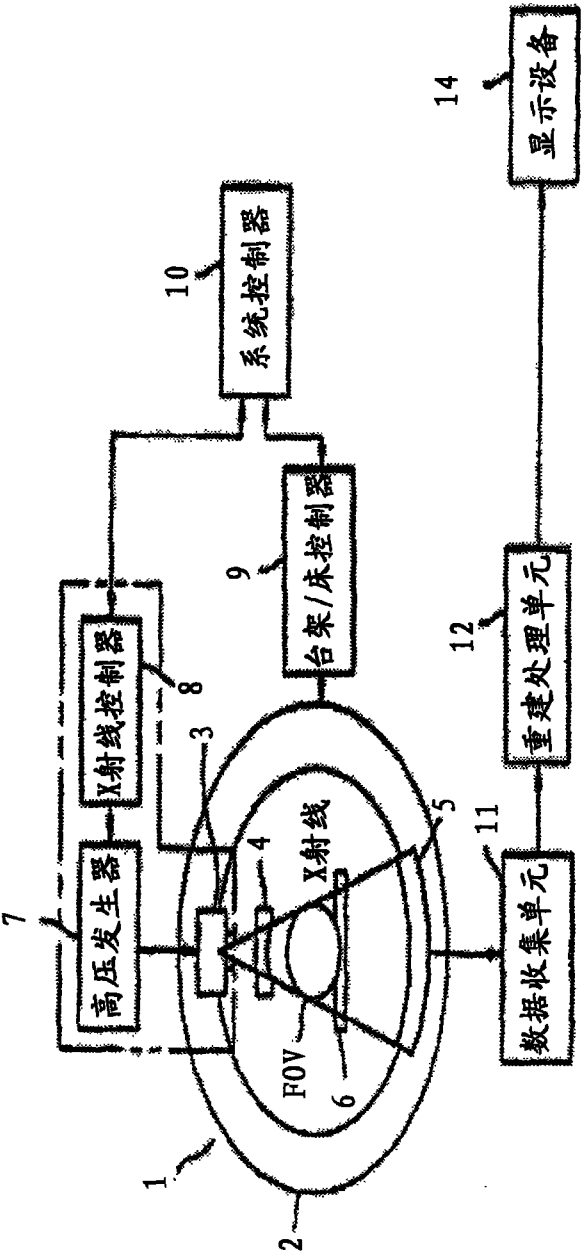


图2

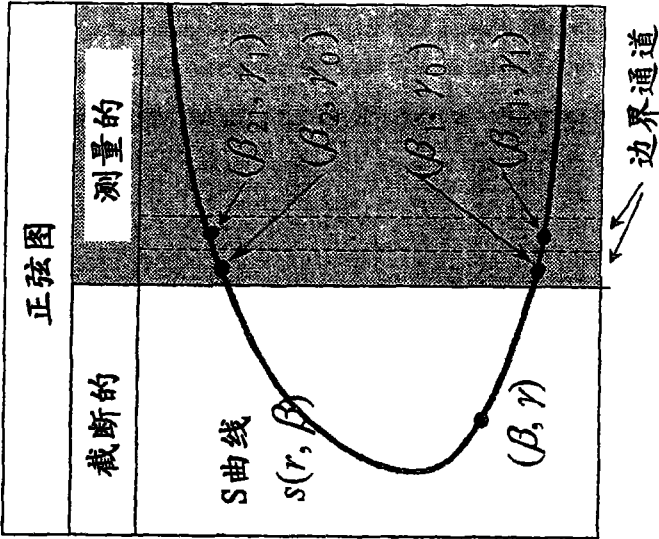


图 3A

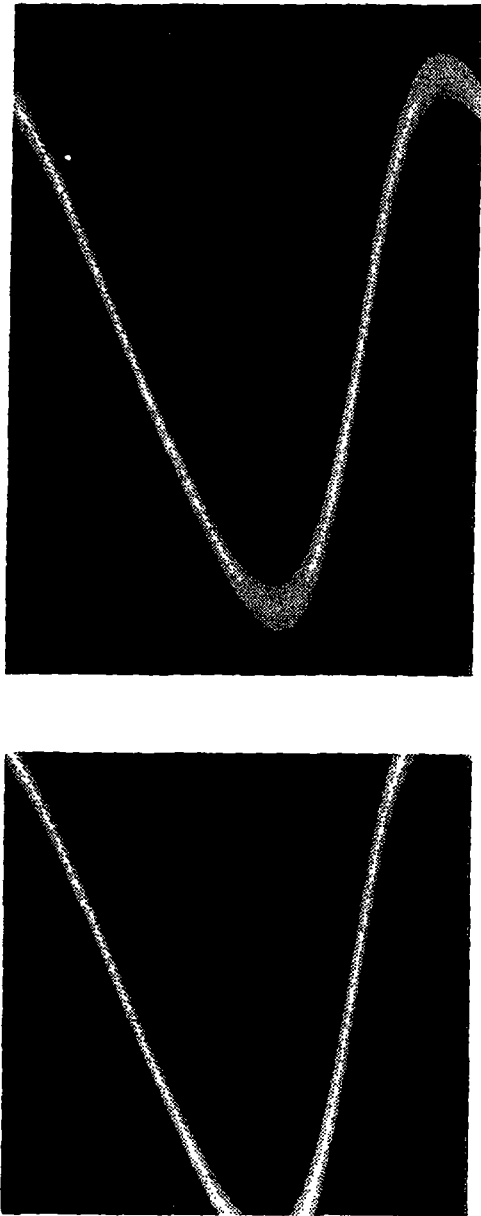


图 3B

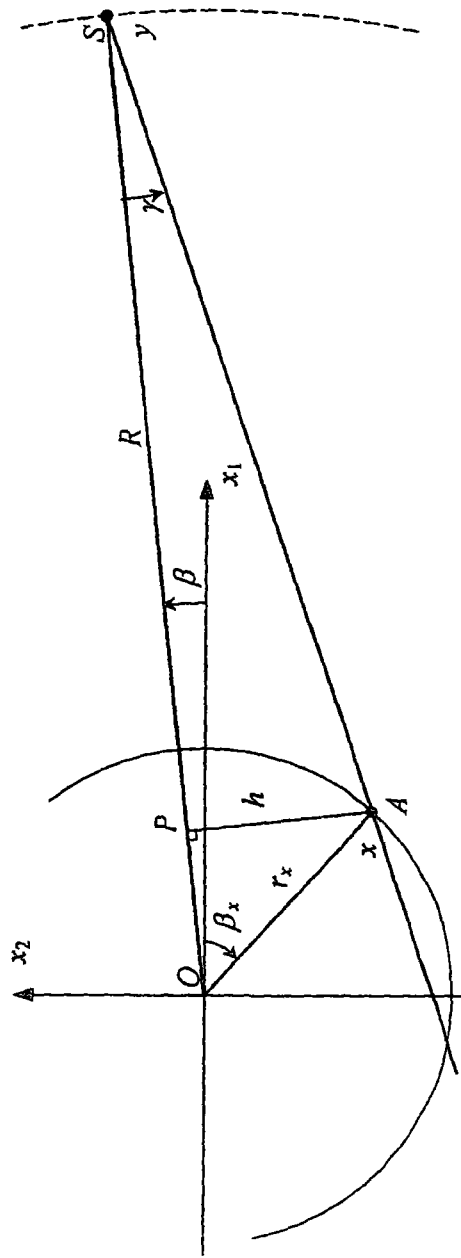


图4

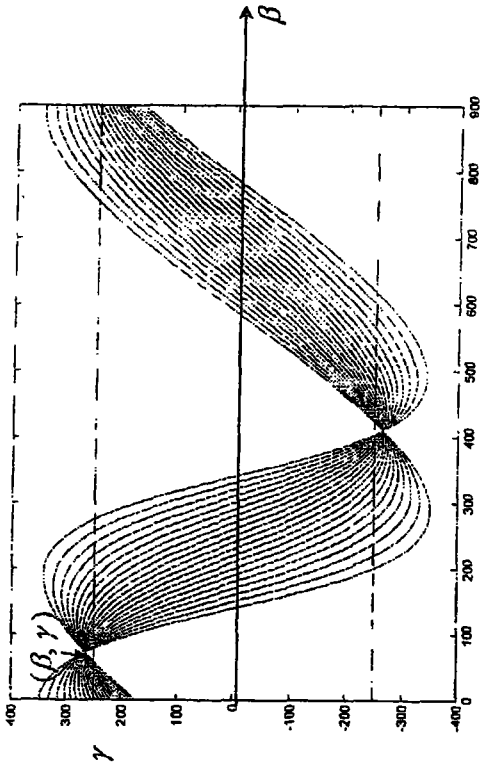


图5

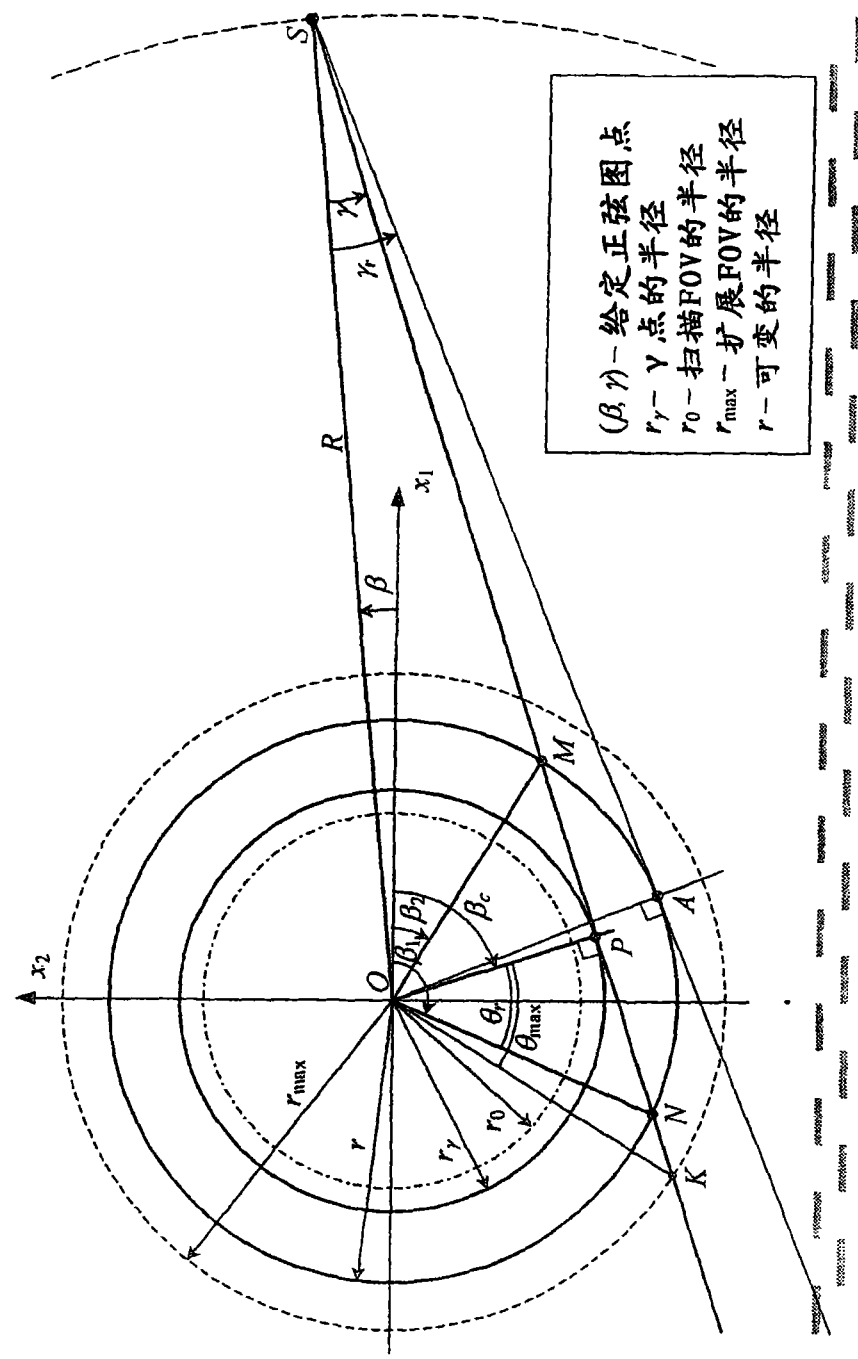


图6

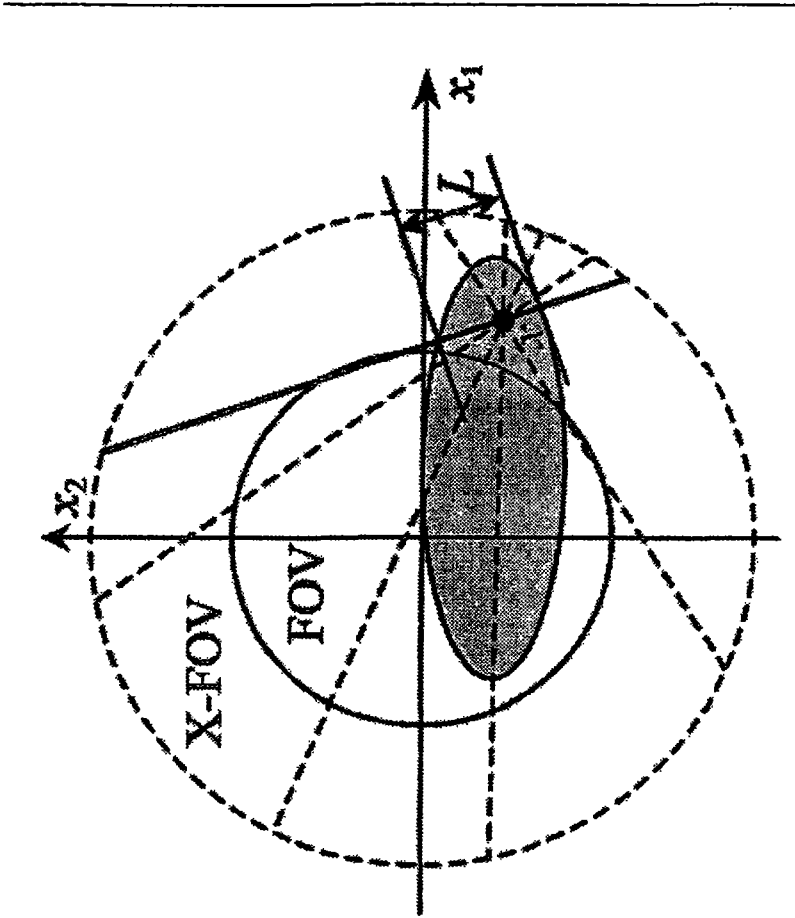


图7

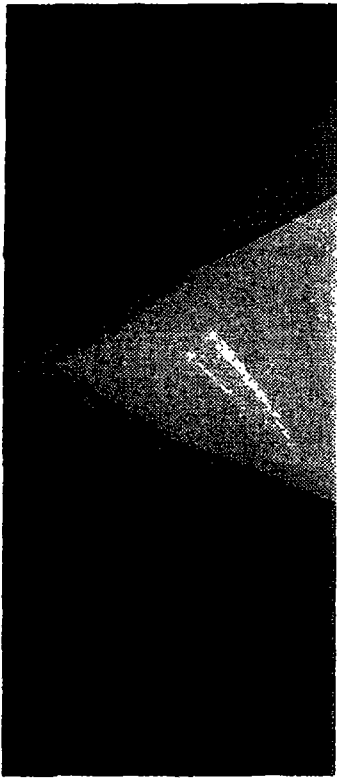


图 8A

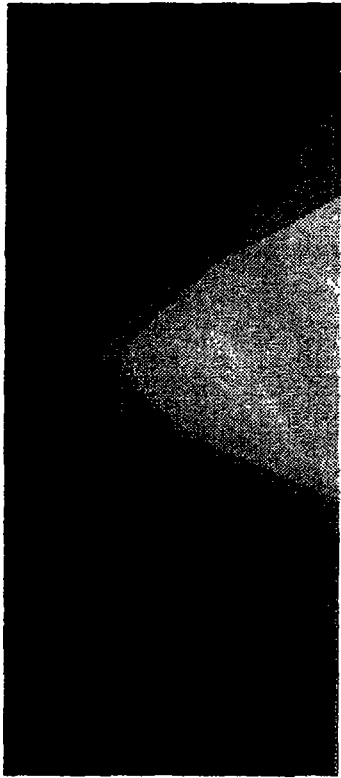


图 8B

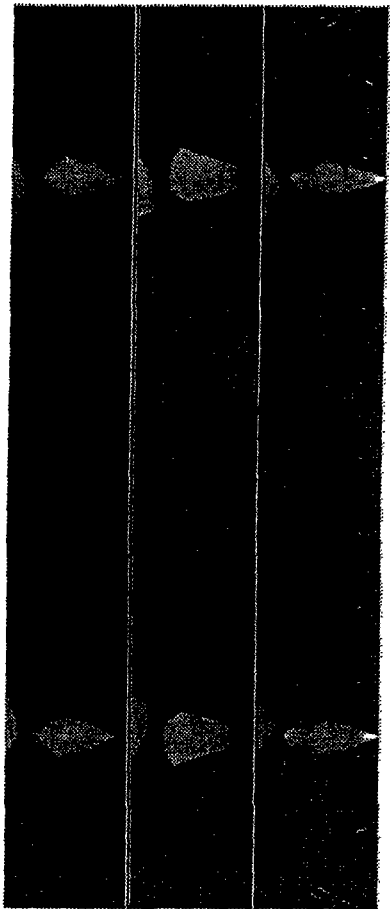


图 9A

图 9B

图 9C

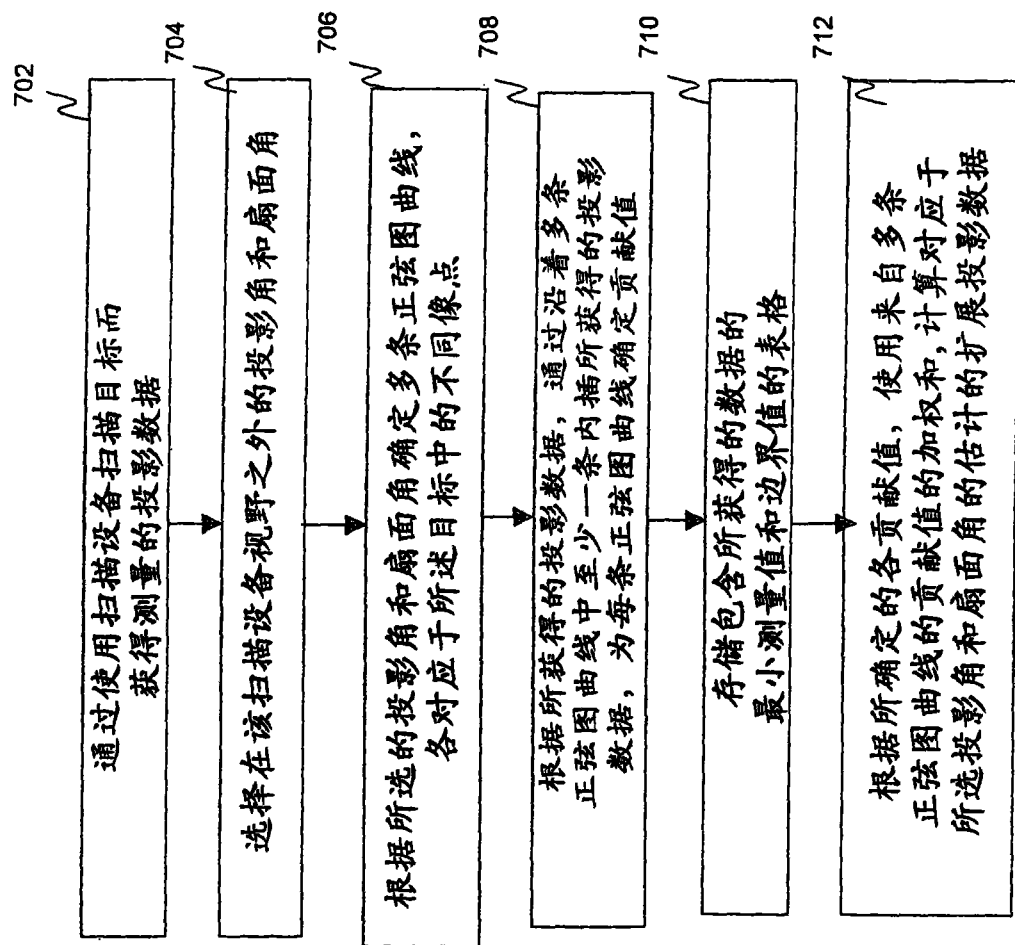


图10

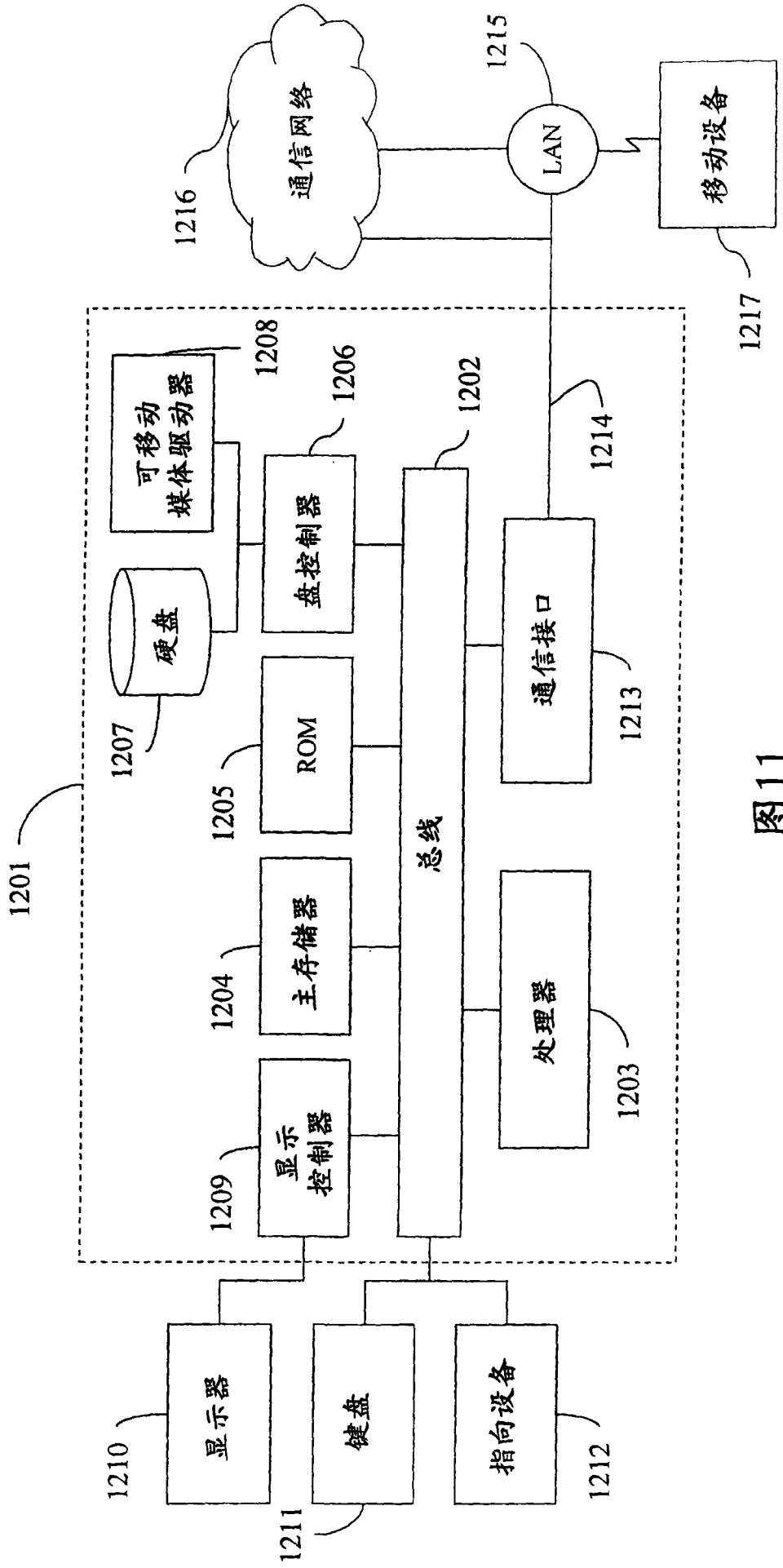


图11