

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
A61B 6/00 (2006.01)



## [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780024261.5

[43] 公开日 2009年12月2日

[11] 公开号 CN 101594824A

[22] 申请日 2007.6.18

[21] 申请号 200780024261.5

[30] 优先权

[32] 2006.6.28 [33] EP [31] 06116183.2

[86] 国际申请 PCT/IB2007/052324 2007.6.18

[87] 国际公布 WO2008/001260 英 2008.1.3

[85] 进入国家阶段日期 2008.12.26

[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

共同申请人 科罗拉多大学董事会, 法人团体

[72] 发明人 B·莫瓦萨吉 O·温克

S·Y·陈 J·A·加西亚

J·D·卡罗尔

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 王 英

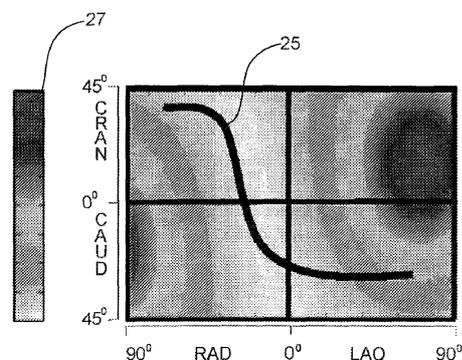
权利要求书4页 说明书13页 附图15页

### [54] 发明名称

基于预确定的最优视图映射图对 RA 确定最优旋转轨迹

### [57] 摘要

描述了一种为 C 型臂 X 射线系统确定三维旋转 X 射线冠状动脉血管造影的最优轨迹(25)的方法。该 C 型臂 X 射线系统具有至少两个自由度。它们由以左/右冠状动脉斜角表示的 C 型臂(11)的旋转运动和以后侧角/前侧角表示的 C 型臂(11)的滚转运动所定义。该方法依次按顺序下述步骤。首先,执行感兴趣区域内体血管中心线的三维表示的生成。其次,生成至少一个最优视图映射图。最后,在最优视图映射图内确定 X 射线系统的最优轨迹(25),其中最优轨迹(25)至少由 C 型臂在其两个自由度内的运动所确定,该轨迹使得图像投影具有最小的投影缩短和/或重叠,同时使对 X 射线的暴露最小化。



1、一种用于为 C 型臂 X 射线系统针对血管状结构确定旋转 X 射线血管造影的最优轨迹 (25) 的方法，

其中，所述 C 型臂 X 射线系统的 C 型臂具有至少两个自由度，所述自由度由以右冠状动脉斜角或左冠状动脉斜角  $\alpha$  表示的所述 C 型臂 (11) 的螺旋桨式旋转运动，和以后侧角或前侧角  $\beta$  表示的所述 C 型臂 (11) 的滚转运动所定义，所述方法包括下列步骤：

- (a) 生成感兴趣区域内的体血管中心线的三维表示；
- (b) 生成最优视图映射图和/或选择由临床医生确定的优选视角；并且
- (c) 计算最优轨迹 (25)，其中，最优轨迹 (25) 至少由所述 C 型臂 (11) 在其至少两个自由度内的运动所定义，所述轨迹使得图像投影具有最小的投影缩短和/或重叠，同时使感兴趣区域对 X 射线的暴露最小化。

2、如权利要求 1 所述的方法，其中，计算最优轨迹 (25) 的所述步骤包括使下列等式最小化的步骤：

$$F(\kappa, \lambda, \alpha, \beta) = \sum_{\alpha=-120}^{\alpha=120} \sum_{\beta=-60}^{\beta=60} \kappa f(\alpha, \beta) + \lambda O(\alpha, \beta)$$

其中：

$\kappa$  是加权系数；

$\lambda$  是加权系数；

$\alpha$  是所述左冠状动脉斜角或所述右冠状动脉倾斜角的角度值；

$\beta$  是所述后侧角或所述前侧角的角度值；

$f(\alpha, \beta)$  是与血管投影缩短相关的函数；并且

$O(\alpha, \beta)$  是与血管重叠相关的函数。

3、如权利要求 1 所述的方法，其中，所述加权系数  $\kappa$  和  $\lambda$  满足下列等式：

$$\kappa + \lambda = 1。$$

4、如权利要求 1 所述的方法，其中，生成感兴趣区域的中心线的三维表示的所述步骤包括基于两个或更多个采集的投影图像的建模方法。

5、如权利要求 1 所述的方法，其中，生成感兴趣区域的中心线的三维表示的所述步骤包括基于预采集的不同模态的图像数据集的建模方法。

6、如权利要求 5 所述的方法，其中，所述不同的模态从包括计算机断层图和磁共振数据的组中选出。

7、如权利要求 1 所述的方法，其中，生成感兴趣区域的中心线的 3D 表示的所述步骤包括以基于非最优采集轨迹预采集的三维旋转血管造影图像为基础的建模方法。

8、如权利要求 1 所述的方法，其中，生成感兴趣区域的中心线的 3D 表示的所述步骤包括基于表示平均的人体冠状动脉的体模的建模方法。

9、如权利要求 8 所述的方法，其中，所述体模从包括 Dudge 模型的一组体模中选出。

10、一种 X 射线 C 型臂系统，具有：

C 型臂，其具有至少两个自由度，所述自由度由以左冠状动脉斜角或右冠状动脉斜角  $\alpha$  表示的所述 C 型臂 (11) 的螺旋桨式旋转运动，和以后侧角或前侧角  $\beta$  表示的所述 C 型臂 (11) 的滚转运动所定义；

至少一个马达，用于所述 C 型臂在其至少两个自由度内的运动；以及  
控制单元，用于控制所述至少一个马达，从而使所述 C 型臂的所述运动表示最优轨迹 (25)；

其中，控制单元适用于基于下列步骤来确定所述最优轨迹 (25)：

- (a) 生成感兴趣区域内的体血管中心线的三维表示；
- (b) 生成最优视图映射图；以及
- (c) 计算所述 C 型臂运动的所述最优轨迹 (25)，所述轨迹使得图像

投影具有最小投影缩短和/或重叠，同时使感兴趣区域对 X 射线的暴露最小化。

11、一种为 C 型臂 (13) X 射线系统确定三维旋转 X 射线冠状动脉血管造影的最优轨迹 (25) 的计算机系统，其中，所述 C 型臂 X 射线系统的 C 型臂具有至少两个自由度，所述自由度由以左冠状动脉斜角或右冠状动脉斜角  $\alpha$  表示的所述 C 型臂 (11) 的螺旋桨式旋转运动，和以后侧角或前侧角  $\beta$  表示的所述 C 型臂 (11) 的滚转运动所定义，其中，所述计算机系统适用于通过至少执行下列步骤来确定所述 C 型臂 (13) 的所述最优轨迹 (25)：

- (a) 生成感兴趣区域内的体血管中心线的三维表示；
- (b) 生成最优视图映射图；以及
- (c) 计算所述 C 型臂 (11) 的所述最优轨迹 (25)，所述轨迹使得图像投影具有最小投影缩短和/或重叠，同时使感兴趣区域对 X 射线的暴露最小化。

12、一种在计算机系统中使用的计算机程序产品，其用于为 C 型臂 (11) X 射线系统确定三维旋转 X 射线冠状动脉血管造影的最优轨迹 (25)，其中，所述 C 型臂 X 射线系统的 C 型臂具有至少两个自由度，所述自由度由以左冠状动脉斜角或右冠状动脉斜角  $\alpha$  表示的所述 C 型臂 (11) 的螺旋桨式旋转运动，和以后侧角或前侧角  $\beta$  表示的所述 C 型臂 (11) 的滚转运动所定义；其中，所述计算机程序产品适用于使所述计算机系统执行下列步骤以确定所述 C 型臂 (11) 的所述最优轨迹 (25)：

- (a) 生成感兴趣区域内的体血管中心线的三维表示；
- (b) 生成最优视图映射图；以及
- (c) 计算所述 C 型臂 (13) 的所述最优轨迹 (25)，所述轨迹使得图像投影具有最小投影缩短和/或重叠，同时使感兴趣区域对 X 射线的暴露最小化。

13、一种用于存储如权利要求 12 所述的计算机程序产品的计算机可读

介质。

## 基于预确定的最优视图映射图对 RA 确定最优旋转轨迹

本发明涉及旋转 X 射线血管造影 (RA) 领域, 并且更具体地涉及基于最优视图映射图 (optimal view map, OVM) 来确定 RA 的最优旋转轨迹。

在介入神经放射学中, 神经放射学家或血管造影师在任何时候知道导管以毫米精度位于病人体内的位置是重要的。该信息从数字减影血管造影 (DSA) 图像推导出, 由于他/她具有解剖知识, 他/她心理上将该减影图像与术前三维图像 (例如, 磁共振 (MR) 图像) 联系起来。

现今, 3D X 射线旋转血管造影 (3D-RA) 重建的体积常规地由旋转血管造影 (RA) 序列生成。尽管这样的体积已被证实为给医师带来实际的辅助性帮助, DSA 仍然是介入神经放射学的基础。结果, 具有 3D-RA 体积的 DSA 图像的配准似乎是非常有前途的特征。

当前的导管室, 即冠状动脉疾病或其他血管疾病治疗中心, 基于二维 (2D) 投影图像来执行诸如定性的狭窄确定、球囊扩张、支架治疗等的介入过程。近年来, 旋转血管造影 (RA) 已被引入, 其中 C 型臂 X 射线系统围绕病人旋转, 同时从填充造影剂的冠状动脉采集投影图像。如 J. T. Maddux、O. Wink、J. C. Messenger、B. M. Groves、R. Liao、J. Strzelczyk、S. Y. Chen、J. D. Carroll 在已出版的 2004 年的 *Catheterization and Cardiovascular Interventions* 中的 “A Randomized Study of the Safety and Clinical Utility of Rotational Angiography versus Standard Angiography in the Diagnosis of Coronary Artery Disease” 中所描述的, 这些数据集可以用于诊断。

如 B. Movassaghi、V. Rasche、M. Grass、M. Viergever、W. Niessen 在 2004 年的 *IEEE Trans. Med. Imag* 第 12 卷第 23 期第 1517-1531 页的 “A quantitative analysis of 3D coronary modeling from two or more projection images” 中所描述的, 该数据集还可以用于 3D 冠状动脉建模。

此外, 如 V. Rasche、A. Buecker、M. Grass、R. Suurmond、R. Koppe、

H. Kuehl 在 2003 年的 RSNA 第 83 届科学年会第 C19-382 页的“ECG-gated 3D Rotational Coronary Angiography”中所述的，所采集的数据集还用于 3D 冠状动脉重建程序。上述出版物的主题被视为本申请的整体部分并且应以引用的方式将其包括。

基于医师的经验来选择当前临床应用的旋转采集方案并且该方案不受到任何科学背景的影响。典型地，医师将 X 射线系统定位在特定坐标以采集投影图像，将 X 射线系统定位在下一特定坐标以采集下一投影图像，等。因此，用于采集所述投影图像的位置确定由于人体的差异而不能被最优化。为了获得冠状动脉树的最精确的三维模型，应该使用 C 型臂血管造影系统的病人特定位置。

冠状动脉树的三维（3D）特性由于投影几何结构而导致任何投影中各种片段的投影缩短（foreshortening）。因此，各种旋转采集方案包括具有或多或少血管投影缩短和血管重叠的大量投影图像。如果感兴趣对象没有被定位为与 X 射线探测器的投影平面平行，而是如图 1 所示地与该平面成某一角度，则发生投影缩短。

医师基于经验从实验值中选择坐标以减少感兴趣区域（ROI）的各个冠状动脉树的投影缩短和重叠。实际上，得到多于理论上必需的图像以便对最终的冠状动脉树重建选择最佳图像投影。另一方面，将所采集的投影数量保持得较低以便将病人对 X 射线的暴露保持为最低限度对病人是有利的。另一方面，医师需要视图和图像投影以便重建冠状动脉树的最可能的三维模型以供其诊断和/或治疗。

S. James Chen 和 John D. Carrol 在 2000 年 4 月第 19 卷第 4 期的 IEEE transaction on medical imaging 中的“3D Reconstruction of Coronary Arterial Tree to Optimize Angiographic Visualization”中提出一种基于对特定心脏相位从所确定的冠状动脉 3D 中心线得出的计算机生成的 2D 中心线模型，对每个任意投影角确定血管投影缩短和血管重叠的定量值的方法。该文献描述了由于血管重叠和投影缩短，多个投影对于用血管造影充分评估冠状动脉树是必要的。只有当成功解决这些可视化问题时，才可能最优地执行基于导管的介入。传统方法提供多个选择的视图，其中基于二维（2D）投影主观地使重叠和投影缩短最小化。根据常规血管造影研究利用单平面成像

系统以任意取向采集的一对图像被选择用于三维（3D）重建。在选择感兴趣动脉片段（例如，单个冠状动脉狭窄或分叉病变）之后，计算一组使片段投影缩短最小化的 C 型臂成角。然后将多个具有最小化片段投影缩短的计算机生成的投影图像用来选择视图，该视图具有相对于感兴趣片段或区域（ROI）最小重叠的血管。然后利用最优视图或最优视图映射图来引导随后的血管造影采集和介入。

然后增强该方法以便生成合并有冠状动脉树的 4D（3-D 加时间）特性的完整最优视图映射图。医师可能使用如此生成的最优视图映射图（OVM）来选择具有最小的血管投影缩短和重叠的静态视图以用于介入过程。典型地，所生成的最优视图映射图是彩色的。明亮区域典型地指示具有最小的投影缩短和/或重叠的区域。在图 2 的示例中，白色区域示出了具有 0-10% 投影缩短或重叠的区域。因此，血管造影系统的这些位置表示相对于病人身体的最优位置从而对冠状动脉树或其部分的最佳三维重建生成图像投影。

可以基于 Chen SYJ、Carroll JD、Messenger JC 发表在 2002 年的 IEEE Trans. Med. Imag. 第 21 期第 724-740 页的“Quantitative analysis of reconstructed 3-D coronary arterial tree and intra-coronary devices”中描述的方法来确定血管重叠。具体血管片段  $C^k$  的重叠值被定义为相对所有其他动脉  $C^i$  的重叠传播（propagation of overlap）：

$$\circ\{OVM\} = \sum_{i=1, i \neq k}^n \frac{\Pi_{\alpha, \beta}(C^i) \bigcap \Pi_{\alpha, \beta}(C^k)}{\Pi_{\alpha, \beta}(C^k)} \cdot 100\% \quad (1)$$

其中  $C^i$  和  $C^k$  分别表示第  $i$  动脉的动脉管腔和在第  $k$  动脉处所选择的感兴趣片段。 $\Pi_{\alpha, \beta}(C)$  表示算子，其基于 C 型臂角度  $(\alpha, \beta)$  在将对象  $C$  投影到图像平面之后对像素数量进行记数。

然而，因为基于医师的经验来选择当前临床应用的旋转采集方案，所以确定最优的一组采集图像投影的问题仍存在。

因此需要一种确定 C 型臂 X 射线系统最优旋转运行的方法，以便对感兴趣区域采集具有最小血管投影缩短和最小血管重叠的投影图像。

根据本发明的第一方面，提供了一种为 C 型臂 X 射线系统针对血管状

结构确定旋转 X 射线血管造影的最优轨迹的方法，该 C 型臂 X 射线系统具有至少两个自由度，所述自由度由以左/右冠状动脉斜角  $\alpha$  表示的 C 型臂的螺旋桨式运动，和以后侧角/前侧角  $\beta$  表示的 C 型臂的滚转运动所定义。该方法包括以下步骤：

- (a) 生成感兴趣区域内的体血管中心线的三维表示；
- (b) 生成在 x 和 y 方向由  $\alpha$  和  $\beta$  的最大值限制的最优视图映射图和/或选择由临床医生确定的优选视角；并且
- (c) 在最优视图映射图的限制内为 X 射线系统 C 型臂计算最优轨迹，其中最优轨迹至少由 C 型臂在其两个自由度内的运动所确定，该轨迹使得投影图像具有最小投影缩短和重叠，同时使感兴趣区域对 X 射线的暴露最小化。

所述方法的优点在于，在最小的血管投影缩短和血管重叠方面，自动确定 C 型臂 X 射线系统的旋转血管造影的最优轨迹，从而确保二维血管造影具有最优诊断值和/或最优三维重建图像质量。感兴趣区域典型地是病人的特定血管片段或完整冠状动脉树。任何其他体血管也可以是感兴趣区域。那些区域包括冠状动脉、头部内的冠状叶 (coronary vane) 或血管或结构。应该明确提及的是，病人体内所有血管均不应被排除在使用所要求保护的方法之外。该方法可以应用到活体的任何部分。

当前使用的轨迹或 C 型臂位置基于医师的经验，不能保证最优图像投影，并且因此不能向医师递交所需质量的图像。这限制了图像投影或重建的冠状动脉树或其部分对于医师的价值。

本发明的方法使用现代 X 射线血管造影系统，该系统可以同时以两个自由度移动血管造影系统的 C 型臂。这是必需的以便在 C 型臂力学的限制内实现 X 射线系统的任何可能轨迹。传统上，3D-RA 系统 (三维 X 射线血管造影系统) 允许每次仅围绕一个角度的旋转。C 型臂允许螺旋桨式运动，其中临床相关角度范围从  $120^\circ$  LAO (左动脉倾斜) 到  $120^\circ$  RAO (右动脉倾斜)。此外，C 型臂的滚转运动也是可能的。临床相关角度的范围从  $60^\circ$  CRAN (前侧角) 到  $60^\circ$  CAUD (后侧角)。这相当于围绕 C 型臂的中立位相对于其旋转枢轴点或中心旋转  $\pm 60^\circ$ 。

所要求保护的方法的步骤 (b) 允许两个可替代的选项：生成最优视图

映射图，或临床医生具有他/她自己的能从其构造图像的一组最优视角。然后可以计算最优轨迹以便访问这些以视角表示的点。此外，许多临床医生可以对最优地满足他们需求的轨迹达成共识。

根据本发明的另一方面，提供了一种 X 射线 C 型臂系统，其具有运行根据用于对旋转 X 射线冠状动脉血管造影确定最优轨迹的方法所确定的轨迹的能力。

根据本发明的另一方面，提供了一种计算机系统，其用于根据用于对旋转 X 射线冠状动脉血管造影确定最优轨迹并控制 C 型臂 X 射线血管造影系统的运动的方法来计算轨迹。

本发明的另一方面是提供一种计算机程序产品，其具有用于根据用于对旋转 X 射线冠状动脉血管造影确定最优轨迹并控制 C 型臂 X 射线血管造影系统的运动的方法来计算轨迹的指令。

本发明的另一方面是提供一种计算机可读介质，其存储用于计算机系统并能够根据用于对旋转 X 射线冠状动脉血管造影确定最优轨迹并控制 C 型臂 X 射线血管造影系统的运动的方法来计算轨迹的一组指令。

上述方面的优点在于，使得 RA 系统全自动地运行用于提供具有最小可能的血管投影缩短和/或血管重叠的最优图像投影的轨迹。

在本发明的一个实施例中，确定最优轨迹的步骤包括使下列等式最小化的步骤：

$$F(\kappa, \lambda, \alpha, \beta) = \sum_{\alpha=-120}^{\alpha=120} \sum_{\beta=-60}^{\beta=60} \kappa f(\alpha, \beta) + \lambda O(\alpha, \beta) \quad (2)$$

其中：

$\kappa$  是加权参数；

$\lambda$  是加权参数；

$\alpha$  是左冠状动脉斜角或右冠状动脉斜角的角度值；

$\beta$  是后侧角或前侧角的角度值；

$f(\alpha, \beta)$  是与血管投影缩短相关的函数；以及

$O(\alpha, \beta)$  是与血管重叠相关的函数。

$\kappa$  和  $\lambda$  是典型地从 0 到 1 变化的参数，并且根据本发明的另一实施例，它们的数学和是 1。

在一个实施例中，血管造影系统的 C 型臂安装到 L 型臂上，产生组合的 L 型臂/C 型臂血管造影系统并能够实现一个额外的自由度，从而在相对于病人定位造影系统上给予血管造影师更大的灵活性。

在另一实施例中，生成感兴趣区域中的血管中心线的 3D 表示的步骤包括基于两个或更多个采集的投影图像的建模方法。如上所述，这些投影图像可以通过 B. Movassaghi、V. Rasche、M. Grass、M. Viergever、W. Niessen 在 2004 年的 IEEE Trans. Med. Imag 第 12 卷第 23 期第 1517-1531 页的“A quantitative analysis of 3D coronary modeling from two or more projection images”中所描述的方法来采集。该文献的主题也应以引用的方式将其并入。

在本发明的另一实施例中，生成感兴趣区域的中心线的三维表示的步骤包括基于预采集的不同模态的图像数据集的建模方法。因此该实施例使用来自先前检查的预采集的数据集。两类数据集应被提及为示例：计算机断层摄影（CT）扫描和磁共振（MR）数据集。这些数据对于有心脏病的病人通常是可获得的并可被重复使用。

在又一实施例中，生成感兴趣区域内血管中心线的三维表示的步骤包括以基于非最优的任意采集轨迹的预采集的三维旋转血管造影图像为基础的建模方法。如上所述，可以基于医师的经验来采集这些图像。这些图像中的一些对于有规划地治疗病人来说可能足够好，但它们表示无法保证以下方面的点数据：即它们表示用于重建血管的三维模型的最佳可用数据。

还有另一方式来执行生成感兴趣区域内血管中心线的三维表示的步骤。在该实施例中，该步骤包括基于表示平均的人体冠状动脉的体模的建模方法。熟知的体模是包含从大约二十四个人获得的经验的 Dudge 模型。该模型是对不同测试个人之间的变化进行平均的抽象模型。然而，该模型也不给出完善的体模。

必须注意，已经参考不同主题描述了本发明的各实施例。具体地，已经参考装置类型权利要求描述了一些实施例，而参考方法类型权利要求描述了其他实施例。然而，本领域的技术人员可从上面和下面的描述中获悉，除非特别指出，除属于一种主题类型的特征的任意组合外，涉及不同主题的特征之间的任意组合，具体是方法类型权利要求的特征和设备类型权利要求的特征之间的任意组合也被认为是由本申请所公开的。

基于用于为组合 C 型臂 X 射线或组合 L 型臂/C 型臂系统确定旋转 X 射线冠状动脉血管造影的最优轨迹的方法的上面已给出的和下面的解释，技术人员能将该方法的所述步骤转换成执行该方法的计算机程序。

根据下文中要描述的实施例的示例，本发明的上面限定的方面和另外的方面将变得明显并参考实施例的示例进行解释。但本发明不限于这些示例。

附图的图示说明是示意性的。应该注意的是，在不同的附图中，类似的或同一元件具有相同的附图标记。附图示出了：

图 1a 是血管 0%投影缩短的示意图；

图 1b 是血管 30%投影缩短的示意图；

图 1c 是示出了三维视图中血管 0%和 30%投影缩短的示意图；

图 2 是特定血管的最优视图映射图的示例，其中不同灰度阴影示出了不同的投影缩短和/或重叠值；

图 3a 是使右动脉斜角 (RAO) 的含义可视化的组合 L 型臂/C 型臂血管造影系统；

图 3b 是在中立中间位置的具有所有可能运动角度的组合 L 型臂/C 型臂血管造影系统；

图 3c 是使左动脉斜角 (LAO) 的含义可视化的组合 L 型臂/C 型臂血管造影系统；

图 4a 是使前侧角 (CRAN) 的含义可视化的组合 L 型臂/C 型臂血管造影系统；

图 4b 是在中立中间位置的具有所有可能运动角度的组合 L 型臂/C 型臂血管造影系统；

图 4c 是使后侧角 (CRAD) 的含义可视化的组合 L 型臂/C 型臂血管造影系统；

图 5a 是示出了 L 型臂向左旋转运动 90° 的组合 L 型臂/C 型臂血管造影系统；

图 5b 是在中立中间位置的具有所有可能运动角度的组合 L 型臂/C 型臂血管造影系统；

图 5c 是使 L 型臂向右旋转运动  $90^\circ$  可视化的组合 L 型臂/C 型臂血管造影系统;

图 6a 是建模的 LCA (左冠状动脉) 的次优视图;

图 6b 是根据接近完善的视角的建模的 LCA 的视图;

图 6c 是根据图 6a 和图 6b 的建模的 LCA 的位置的最优视图映射图;

图 7a-f 是 C 型臂血管造影系统的旋转式滚转采集轨迹的图示, 结合有经过 OVM 的轨迹的图示;

图 8a-f 是 C 型臂血管造影系统的倾斜的螺旋桨式旋转运行的图示, 结合有经过 OVM 的轨迹的图示;

图 9a-f 是 C 型臂血管造影系统的滚转运动的图示, 结合有在螺旋桨式位置固定且 L 型臂向右定位  $90^\circ$  的情况下经过 OVM 的轨迹的图示;

图 10a-f 是具有 3D-RA 系统的 C 型臂的同步滚转和螺旋桨式运动的双运动采集的图示, 结合有经过 OVM 的轨迹的图示; 并且

图 11 是经过最优视图映射图的 C 型臂系统的确定的最优轨迹的图示;

图 12 示出了根据本发明的示例性实施例的简化的计算机系统, 该计算机系统可以用作根据本发明的示例性实施例的 X 射线系统的控制单元。

附图标记列表:

- 1 血管位置
- 3 血管位置
- 5 投影图像平面
- 7 投影对象
- 9 病人
- 11 C 型臂
- 13 L 型臂
- 15 支架
- 17 L 型臂顶点
- 19 几乎没有投影缩短和重叠的 OVM 区域
- 21 白色十字
- 23 黑色十字
- 25 C 型臂的最优轨迹

- 27 重叠和投影缩短的灰度标度
- 29 中央处理单元
- 31 输入/输出设备
- 33 主存储器
- 35 大容量存储器
- 37 控制单元
- 39 计算机系统

对于某些治疗和诊断步骤，医师需要针对血管即冠状动脉血管系统的最佳模型。关键问题是如图 1a、1b、1c 示出的血管投影缩短。如典型地由 X 射线血管造影系统生成的，三维血管投影在二维投影图像上产生不同的投影。在图 1c 中的两个位置 1 和 3 示出了血管。如果要投影的血管部分与图像平面 5 平行，则投影达到其最大值。在血管或血管部分的纵轴与图像平面之间的角度大于 0 的情况下，在图 1c 的示例中投影缩短了 30% 的系数。图 1a 和图 1b 示出了二维示意图中的效应。取决于对象 7 和图像平面 5 之间的不同距离和角度，对象 7 的投影通过投影缩短效应被缩短。图 1a 的示例给出了具有 0% 投影缩短的最佳图像投影。

图 3a、图 3b、图 3c 和图 4a、图 4b、图 4c 解释了典型 C 型臂血管造影系统的运动。病人平躺在支架 15 上。病人身体的纵轴形成用于取向的天然轴线。如果如图 3b 示出的，血管造影系统处在中立位，则 C 型臂被安装使其枢轴点在病人纵轴的线上或靠近病人纵轴的线。C 型臂 11 可以围绕该枢轴点以螺旋桨式运动方式旋转。如图 3a 所示，从如图 3b 所示的中立位测量的角度典型地被称为 RAO（右前斜角），其意指从病人的脚看去的逆时针方向旋转；而如图 3c 所示，从如图 3b 所示的中立位测量的角度典型地被称为 LAO（左前斜角），其意指与 RAO 角度旋转相比在相反方向的旋转。此外，示出了 L 型臂 13。L 型臂 13 承载血管造影系统的 C 型臂 11 并且处在中立中间位置。

如本领域所公知的，血管造影系统的焦点即 X 射线发射机和 X 射线接收机阵列或图像平面定位于 C 型臂 11 的相应末端并随 C 型臂 11 运动。在血管造影系统的工作周期期间，感兴趣区域（ROI）即病人的心脏典型地处

在恒定的位置。

图 4a、图 4b、图 4c 示出了 C 型臂 11 的另一可能运动。其是滚转运动。该运动用角度 CRAN（后侧角）和 CAUD（前侧角）来测量。它们典型地从中间位置起达到 60°。例如如图 3b 或图 4b 所示，假定 C 型臂 11 从中立位开始，C 型臂 11 末端的运动处于由病人纵轴和重力矢量所定义的平面。

最后，现代血管造影系统还可以使得 L 型臂 13 围绕其顶端 17 上的枢轴点旋转。该旋转轴被限定在处于检查室天花板上的安装装置和 L 型臂 13 之间。L 型臂 13 的典型运动是如图 5a 所示地向左运动 90°，或如图 5c 所示地向右运动 90°。图 5b 再次示出了整个系统的中立位。

所述的血管造影系统表示具有三个自由度的系统：该三个自由度中的两个由 C 型臂 11 的可能运动所定义，而另一个由 L 型臂 13 的旋转所定义。然而，这里所讨论的方法不限于具有三个自由度的血管造影系统，其还适用于传统血管造影系统的 C 型臂的两个自由度的运动。在这种情况下，L 型臂 13 被认为是固定的。利用这样的设置，还可以利用血管造影系统（如基底可移动血管造影系统）的实施例来执行本发明的方法，该可移动血管造影系统没有被安装在房间的天花板上。

图 2 示出了血管造影系统的典型结果。其是最优视图映射图（OVM）。OVM 典型地是彩色的，其中每个像素表示在 ROI 中 0-100%之间的重叠或投影缩短值。OVM 中的每个像素由两个角度值表示：一对 RAO/LAO，其定义图 2 的图表中的 x 方向，以及一对 CRAN 和 CAUD，其定义图表中的 y 轴。图 2 是 OVM 的原始彩色图的黑白转换。根据图 2，在 OVM 中具有浅色区域和深色区域。简单地讲，浅色区域表示具有较低血管投影缩短和/或重叠的区域，但更深色的区域表示具有较高值的投影缩短和/或重叠的区域。

这意指针对给定的角度对，例如 RAO=LAO=0°且 CRAN=30°，对由血管造影系统产生的二维投影图像建立的三维模型的良好图像重建得到的结果与针对例如 RAO=100°且 CRAN=30°的 RAO/LAO 和 CRAN/CAUD 组合产生的浅色区域（其在图 2 中由数字 19 表示）相比会差得多。

这对于医师意味着如果他想得到 C 型臂血管造影系统的最佳位置以便产生为诊断或治疗目的的血管（例如冠状动脉管）的最佳三维重建，他要

将 C 型臂 11 定位在 OVM 中的白色区域内的区域。

图 6a 和图 6b 示出了血管树的三维模型的示例。图 6a 是较差的示例，因为医师不能真正想象血管树实际上看起来会怎样。图 6b 是图像扫描生成的好的三维模型。在图 6b 中三维模型由于非常小的减小后的投影缩短和重叠值，其能够好得多地解释实际冠状动脉树。

在该情况下，假定医师想得到重建血管系统的三维模型的最佳可能图像投影，图 6c 中的白色十字 21 可以表示 C 型臂 11 的较差位置的 RAO/LAO 和 CRAN/CAUD 组合。产生如图 6b 中所示的血管树的三维模型与图 6c 中的黑色十字 23 相关。其表示血管造影系统采集图像的较好的位置以便得到血管树的最佳可解释的三维模型，因为其具有小得多的投影缩短和重叠。

现在，参考图 7a-图 7e 讨论 C 型臂 11 的运动和 OVM 的位置。由于 L 型臂 13 向左运动  $90^\circ$ ，C 型臂 11 的滚转运动不表示其在 LAO/RAO 方向的旋转，因为这是针对 L 型臂 13 处于中立中间位置的情形。这是因为必须根据 ROI 的病人视图来解释坐标系。由于 L 型臂 13 的取向，C 型臂 11 末端的 X 射线发射机/探测器在从病人看去的 CRAN/CAUD 方向上运动。因此通过使 L 型臂 13 运动  $90^\circ$ ，LAO/RAO 和 CRAN/CAUD 方向可相互交换。在图 7f 的 OVM 上，这产生沿 x 轴的运动，如由水平白色虚线所指示的。图 7c 表示具有 LAO/RAO= $0^\circ$  和 CRAN=CAUD= $0^\circ$  的 OVM 的中间点。图 7a 和图 7e 中的位置将标识图 7f 中白线的端点。

图 8f 中示出了类似的结果，即 OVM 上的轨迹。这里 L 型臂 13 再次处在中立中间位置。C 型臂 11 作出滚转运动并且将其保持在固定于 CAUD= $30^\circ$  处，同时 C 型臂 11 围绕 ROI 执行螺旋桨式运动。这产生图 8f 中 OVM 上的白色虚线。应该注意，示出的位置大致是从 RAO= $90^\circ$  到 LAO= $90^\circ$ ，同时图 8f 的图表中示出了从 RAO= $120^\circ$  到 LAO= $120^\circ$  的线。但这没有改变 OVM 上直线的基本原理。还应该注意，C 型臂 11 的轨迹在明亮区域所指示的 CAUD 大约  $30^\circ$  且 LAO 大约  $10^\circ$  至  $20^\circ$  处的几乎没有投影缩短和重叠的区域上运动。然而，通过 C 型臂 11 的运动在 OVM 上也经过深色区域，因此通过使等式 (2) 最小化不能执行最优轨迹。

图 9a-图 9f 示出了血管造影系统的 C 型臂在两个自由度上的仿真组合运动。在图 9a 中，LAO 大约  $90^\circ$  且 CRAN 大约  $10^\circ$ 。C 型臂 11 的运动原则

上产生图 9f 中的白色虚线。应该注意，图 9a-图 9e 并不精确地与轨迹相关，该轨迹产生图 9e 中的白线，其以  $RAO=120^\circ$  开始，在  $CAUD$  大约  $30^\circ$  时经过  $y$  轴并且以  $LAO=120^\circ$  且  $CRAN=CAUD=0^\circ$  在图 9e 的右侧结束。然而，重要的是要实现 C 型臂造影系统能运行这样的轨迹。还应该注意，在图 9f 中白色虚线指示的血管造影系统的轨迹运动经过 OVM 的浅色区域和深色区域。

这意指从最小的重叠和投影缩短的视角出发所选择的轨迹不是最优的，因为轨迹没有经过图 9f 的 OVM 上的所有明亮区域。

在图 10f 中这是不同的。这里根据图 10a-图 10e，白色虚线是 C 型臂 11 的双重运动结果。C 型臂血管造影系统的角运动以如图 10f 所示的经过 OVM 中多于一个白色区域的方式被操纵。

图 11 最终示出了 C 型臂 11 的另一最优轨迹 25。所得到的轨迹或多或少地仅在基础 OVM 的白色区域运动。其基本上从 OVM 左上侧的象限 1 移动经过定义为 OVM 的左下象限的象限 4，到定义为右下象限的象限 3。轨迹既不接触也不接近由 OVM 中深色区域象征的高度重叠和/或投影缩短的区域。那些区域中的一个示出为在所示出的 OVM 的象限 2（定义为右上象限）的深色斑。图表左侧的标度 27 解释了重叠和/或投影缩短的程度。可以看出，轨迹仅位于具有低于 10% 的重叠和投影缩短的区域。

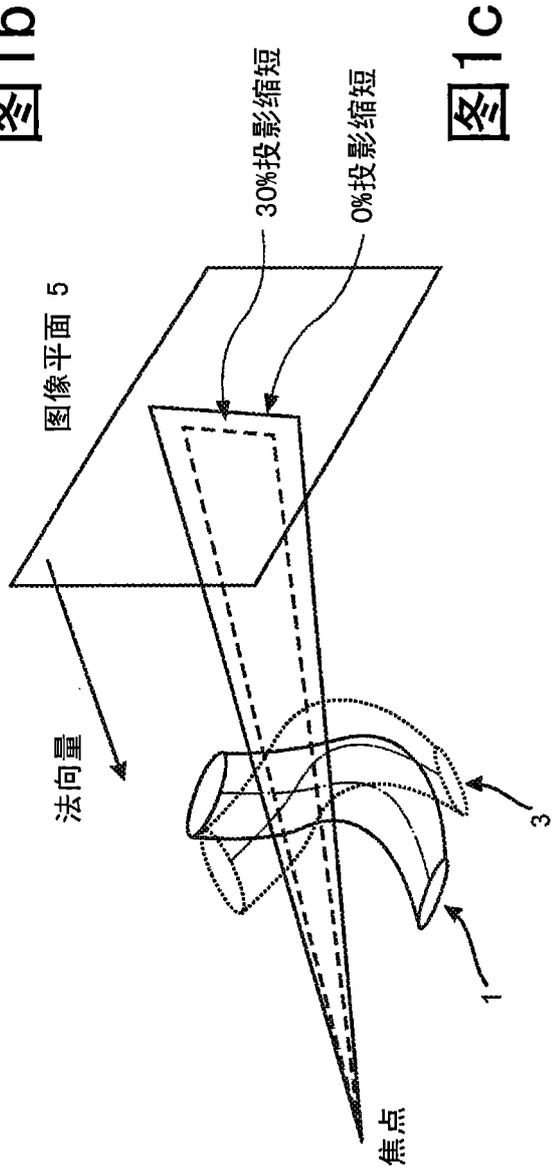
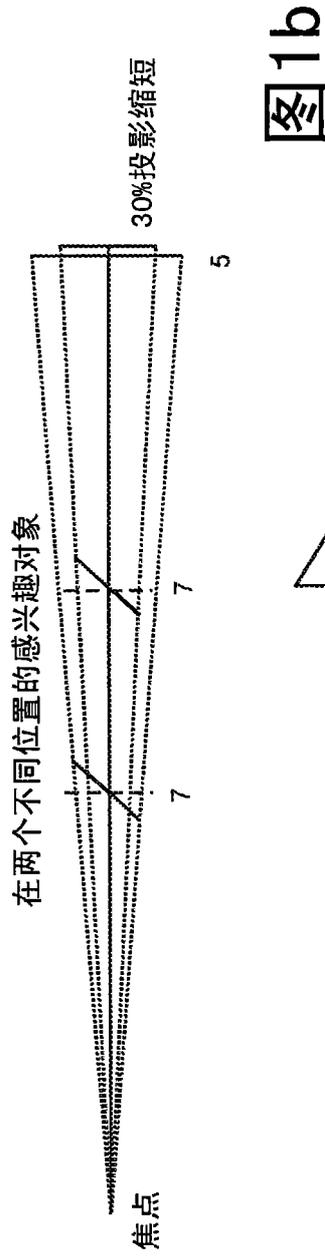
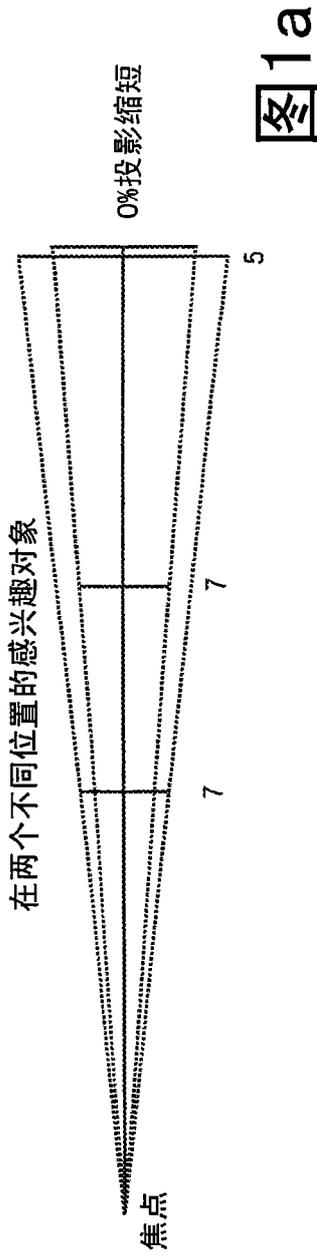
如上所述，所得到的轨迹基于使等式（2）最小化的本发明的理念。当然该计算必须考虑实际血管造影系统的物理上的限制因素。

图 12 示出了根据本发明的示例性实施例的计算机系统 39，以执行根据本发明的示例性实施例的方法。根据本发明的示例性实施例的软件可使计算机系统执行本发明的示例性实施例的方法步骤，该计算机系统包括用于所有处理目的的中央处理单元 29、输入输出设备 31、主存储器 33、大容量存储器 35 和控制单元 37。该输入/输出设备 31 典型地包括用于输入命令到该计算机系统的键盘和诸如计算机屏幕或任何其他显示器的可视化设备。主存储器 33 与 CPU 一起工作并支持该 CPU 同时存储用于 CPU 或数据值的可执行命令。这些组件的设置等价于本领域熟知的冯·诺依曼计算机。大容量存储器 37 可以存储如从 C 型臂 X 射线系统所得到或接收的图像数据的海量数据或任何其他数据、命令和程序代码。并不是经典冯·诺依曼计算机的

部分的任选控制单元可以控制 C 型臂 X 射线系统的引擎和其他设备或从各个探测器接收数据。由此可以控制和监控 X 射线血管造影系统的 C 型臂的运动。计算机系统 39 还可以与支持 X 射线血管造影师的必需的其他电子设备具有通信链路。这些通信链路可以连接到输入/输出设备 31 或控制单元 37。连接到其他电子系统的其他连接类型是任选的并且在本领域是熟知的。

应该注意，术语“包括”不排除其他元件或步骤，并且“一”或“一”不排除多个。结合不同实施例描述的元件还可以进行组合。还应该注意，权利要求中的附图标记不应该被解释为限制权利要求的范围。

为了概括本发明的上述各实施例，可以陈述为：中心理念是从已知的最优视图映射图开始，确定 C 型臂血管造影系统或 3D-RA 系统的轨迹。经过 OVM 的 C 型臂 11 的轨迹以仅经过具有最小的投影缩短和重叠的区域的方式被操纵。这最终产生用于冠状动脉树或其他血管或其部分的三维重建的最可能的图像投影或二维图像投影以用于治疗。



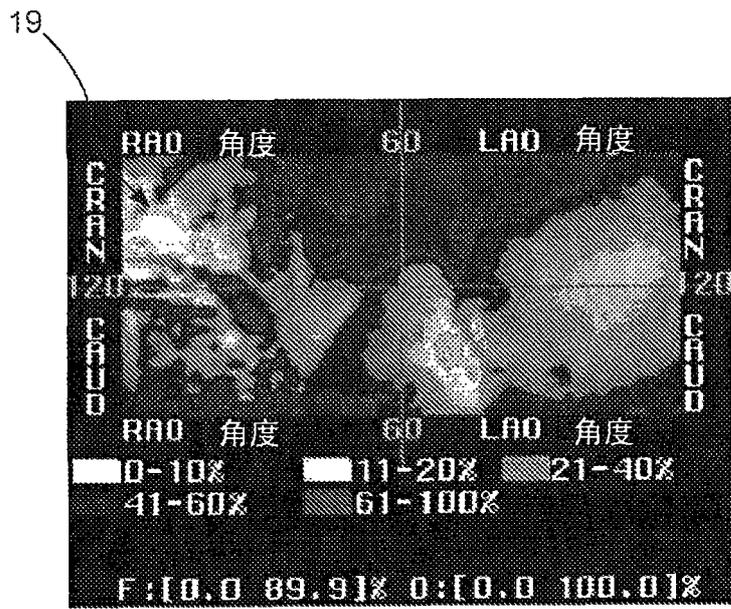


图2

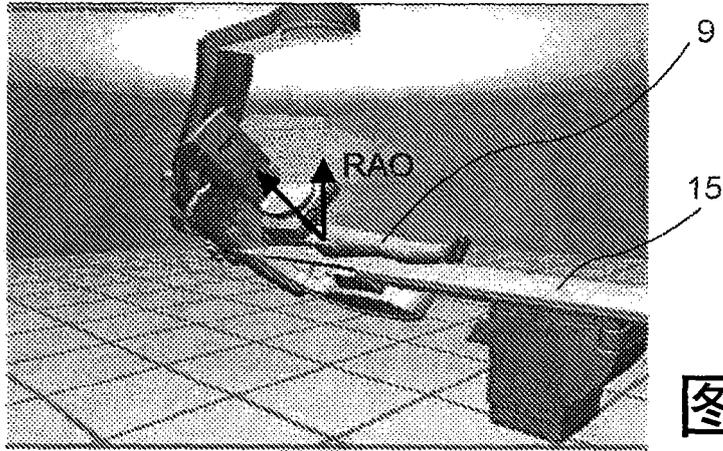


图3a

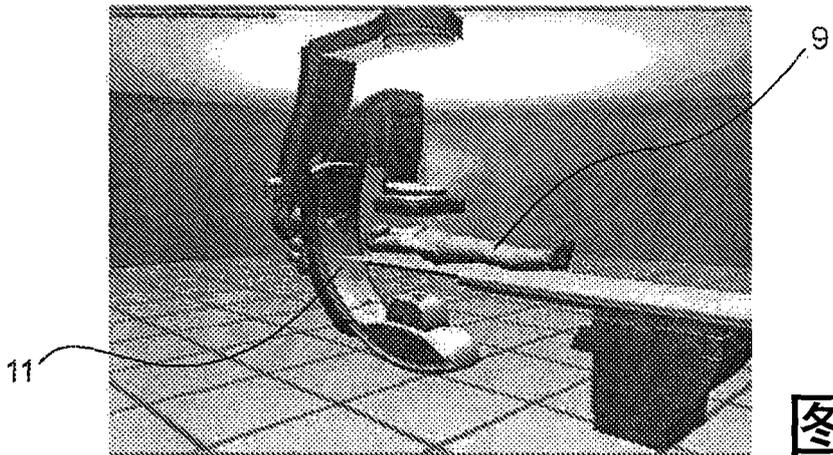


图3b

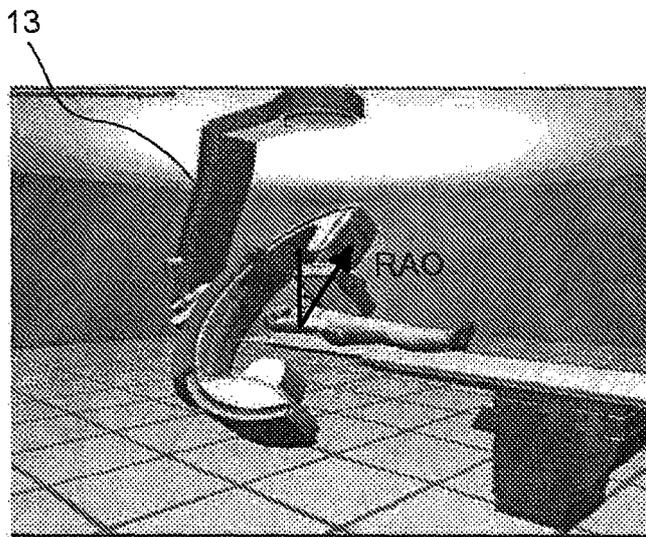


图3c

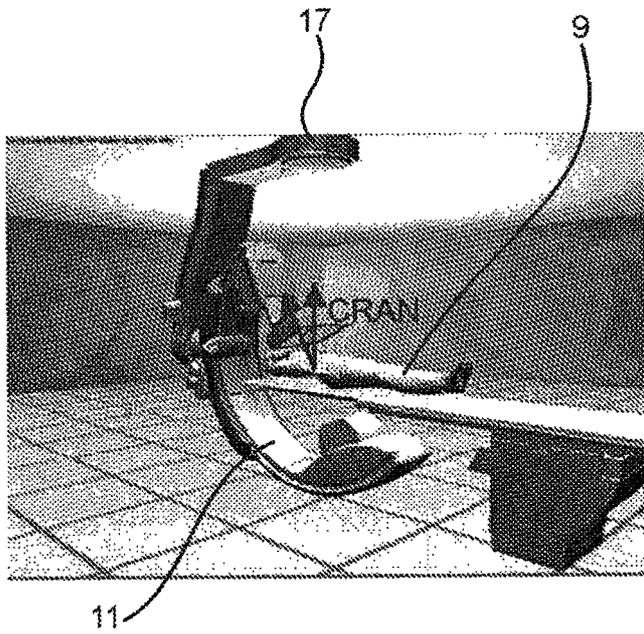


图4a

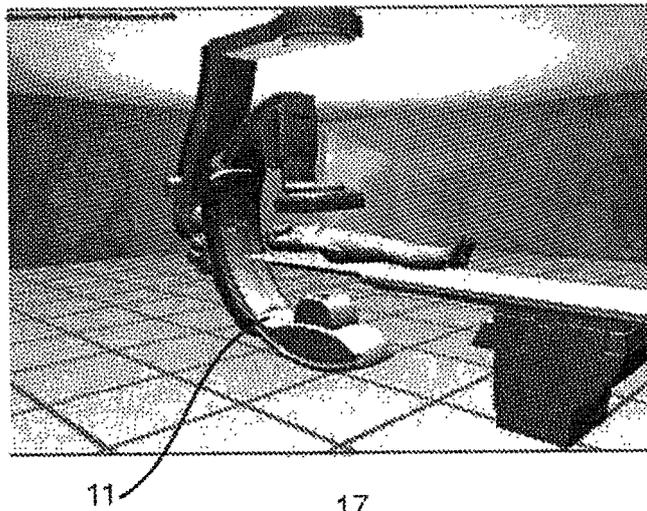


图4b

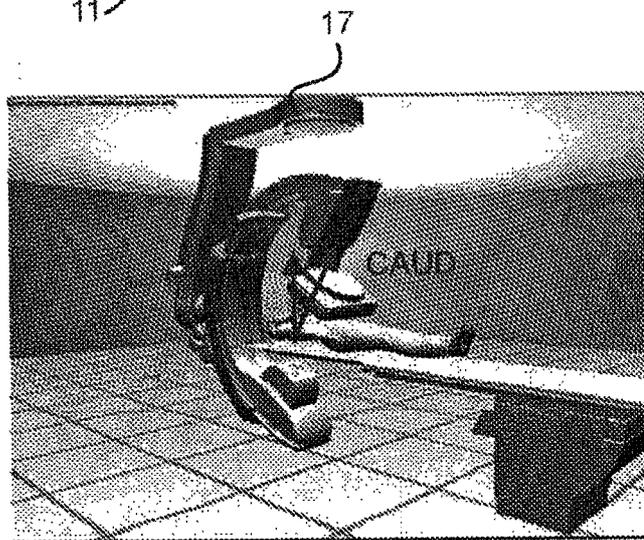


图4c

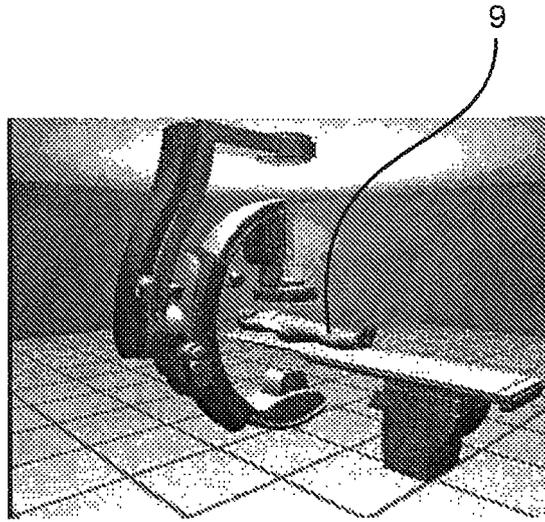


图5a

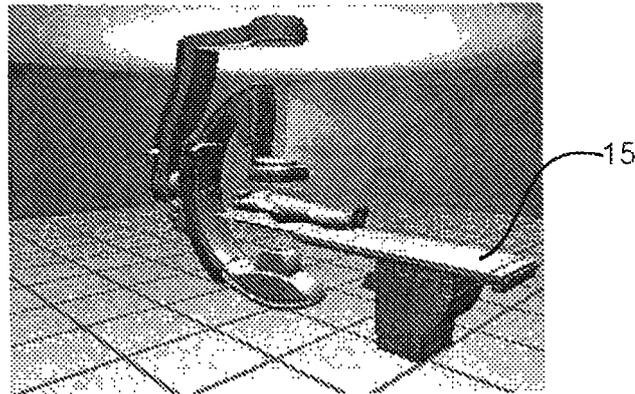


图5b

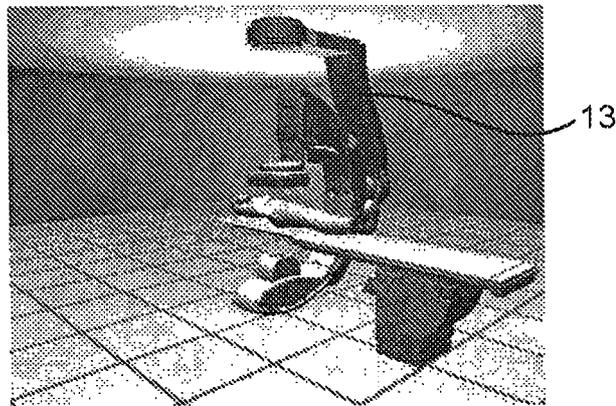


图5c

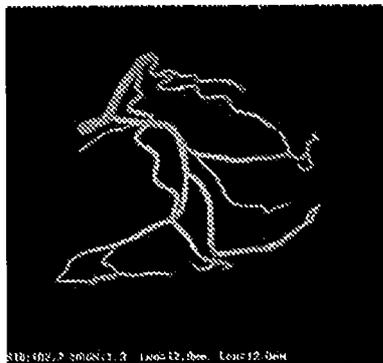


图6a



图6b

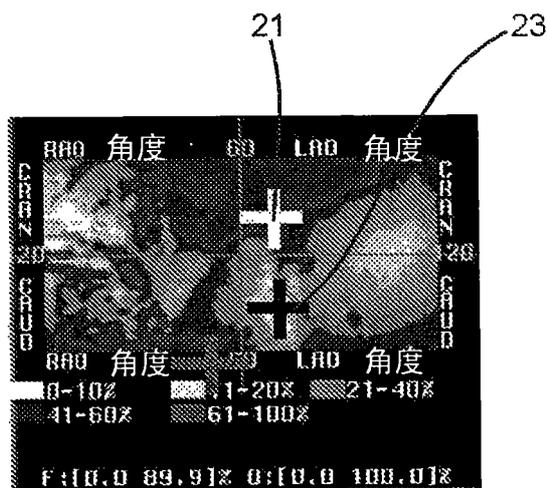


图6c

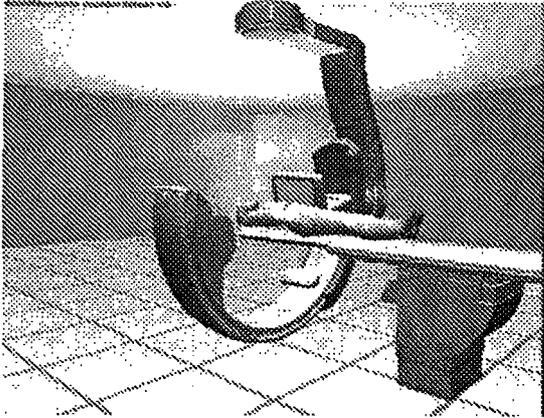


图7a

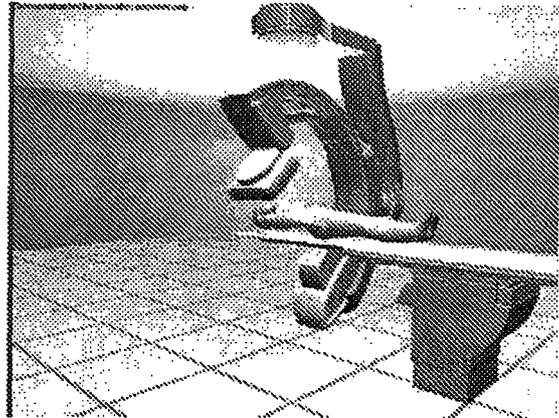


图7d

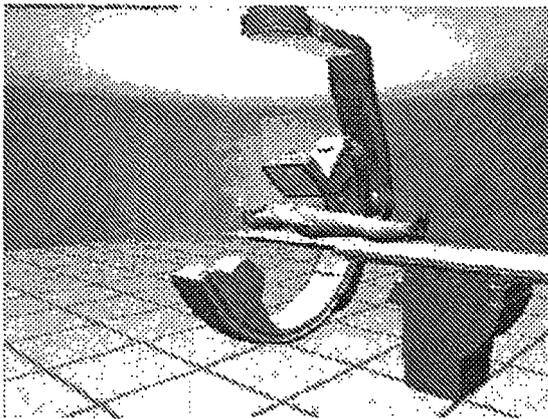


图7b

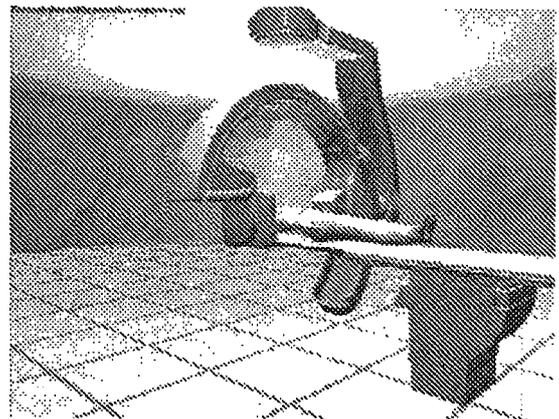


图7e

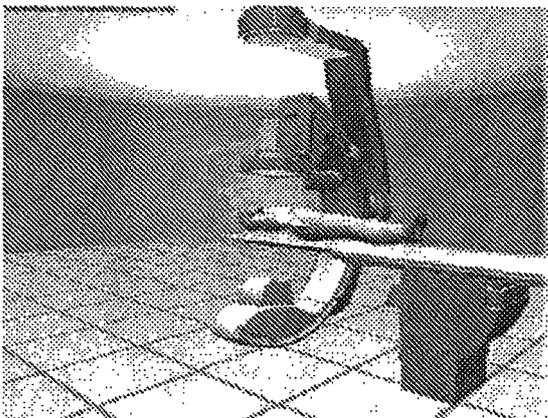


图7c

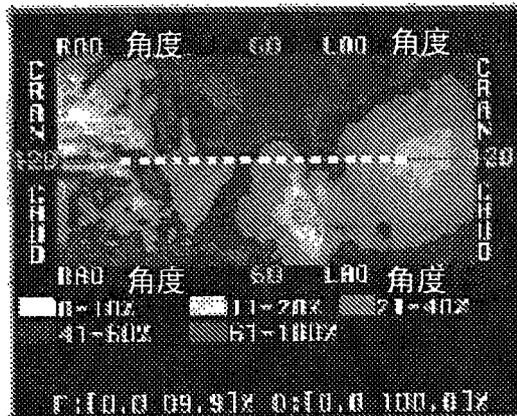


图7f

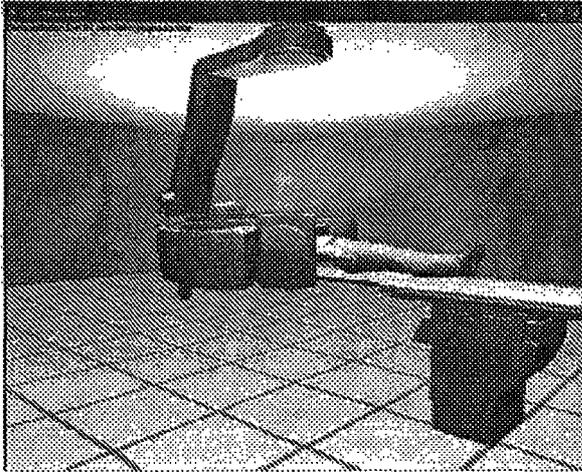


图8a

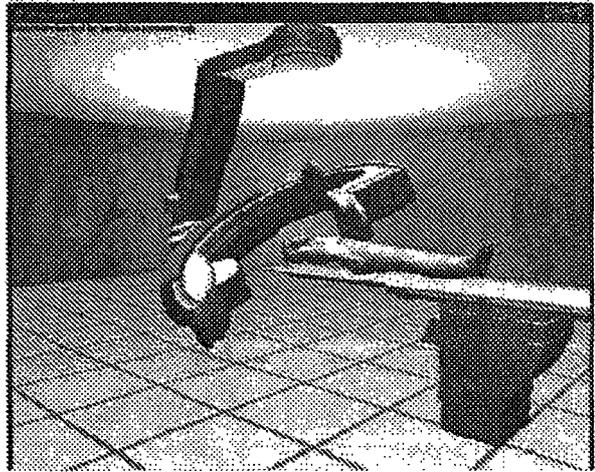


图8d

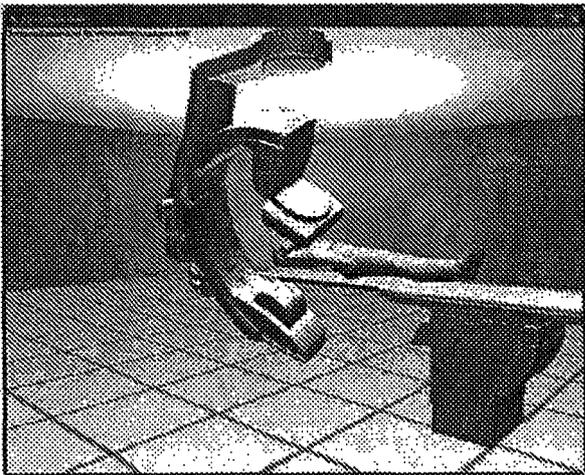


图8b

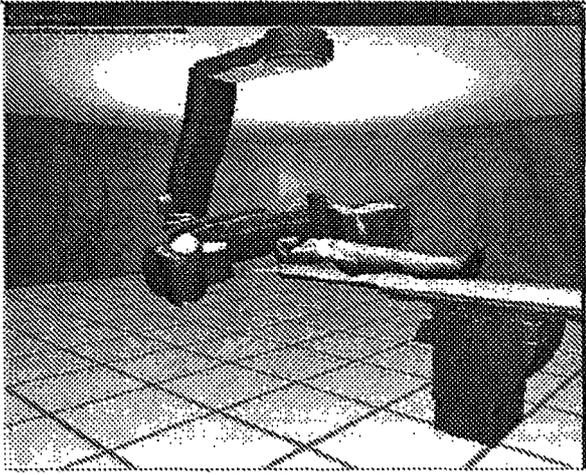


图8e

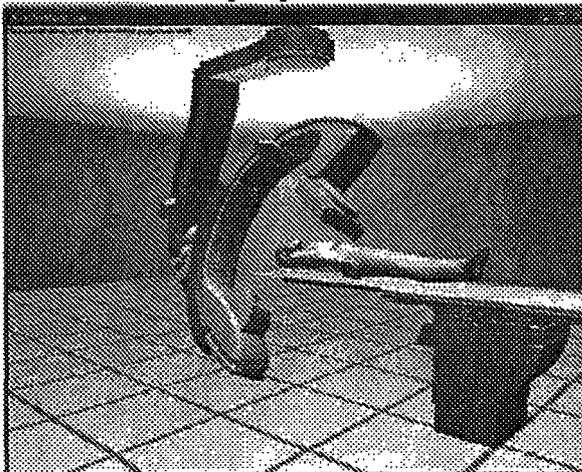


图8c

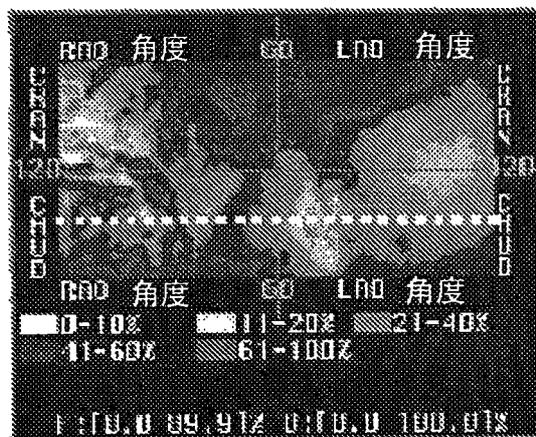


图8f

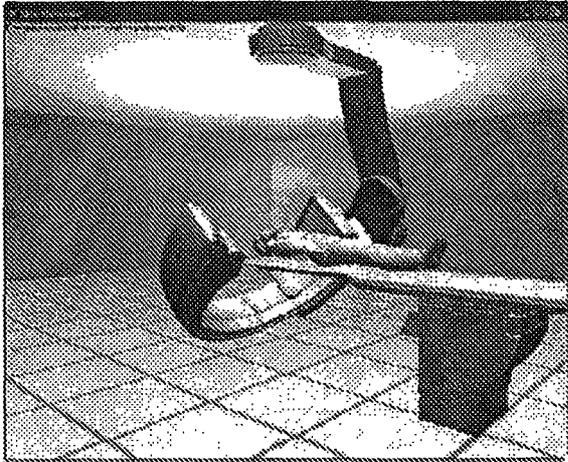


图9a

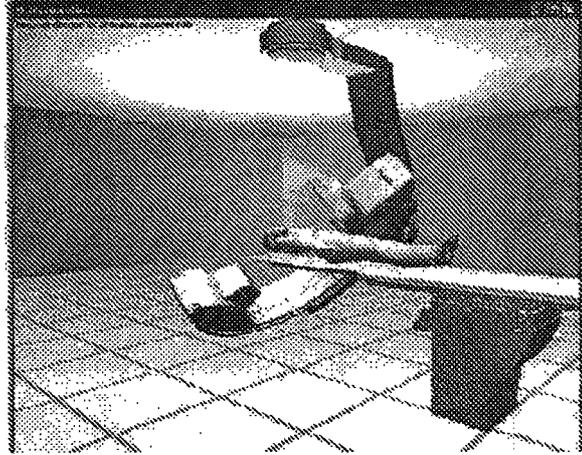


图9b

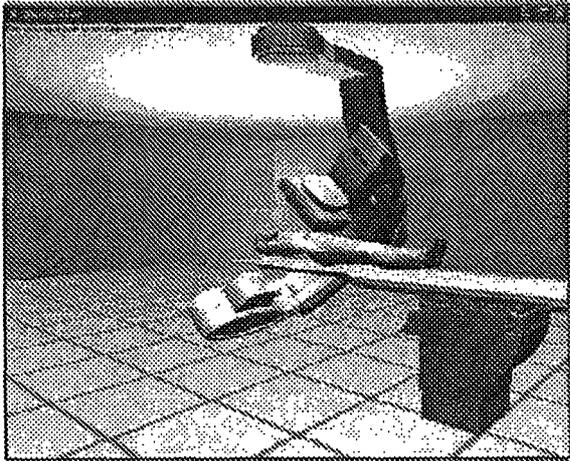


图9c

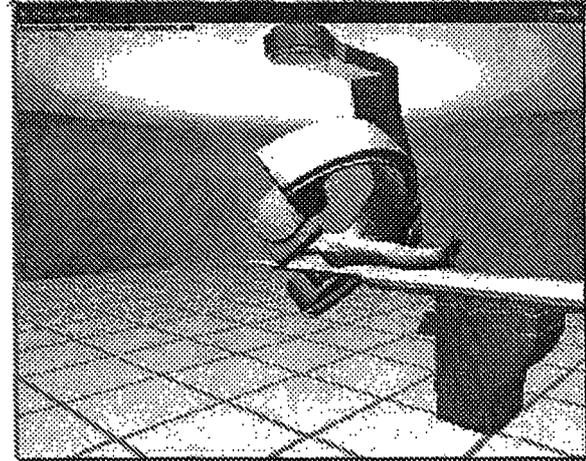


图9d

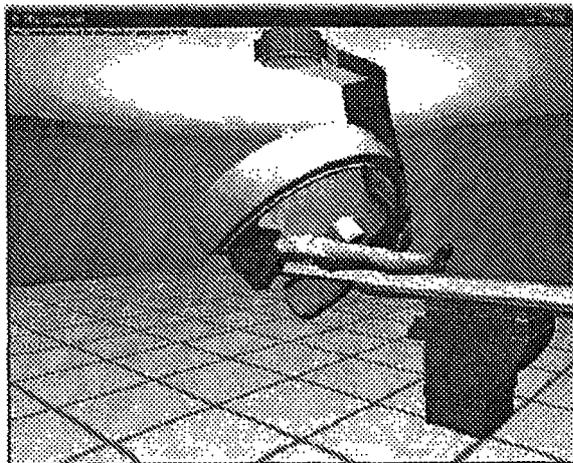


图9e

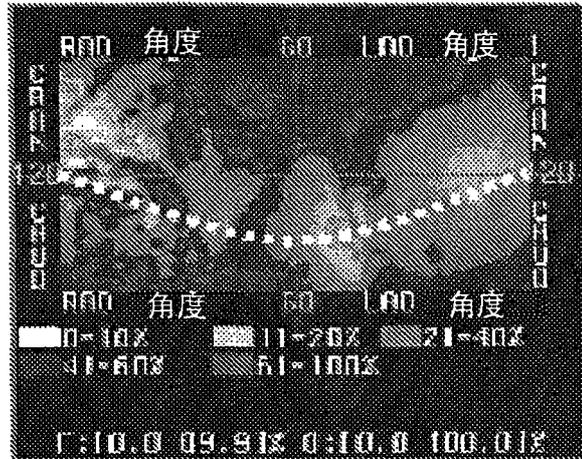


图9f

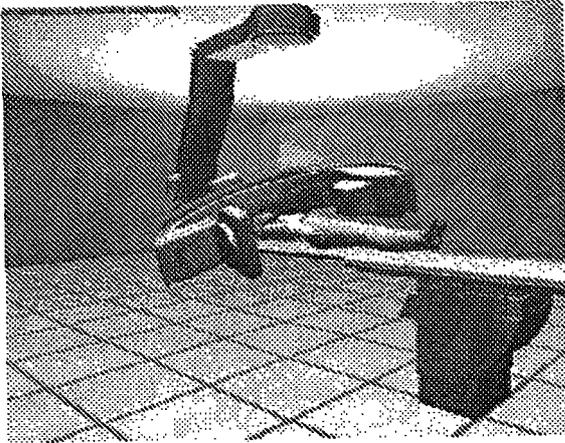


图10a

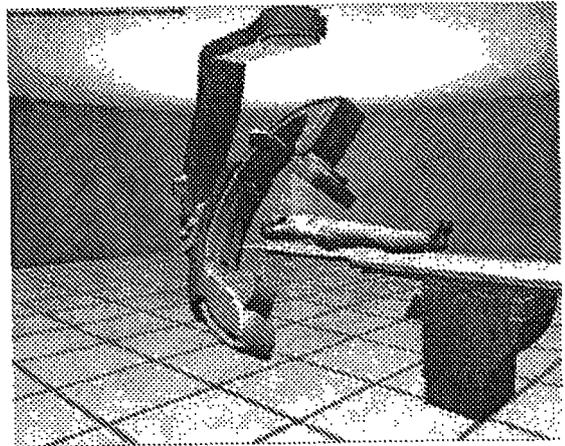


图10b

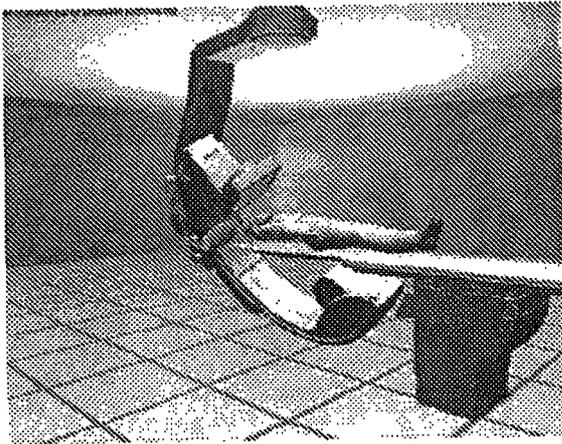


图10c

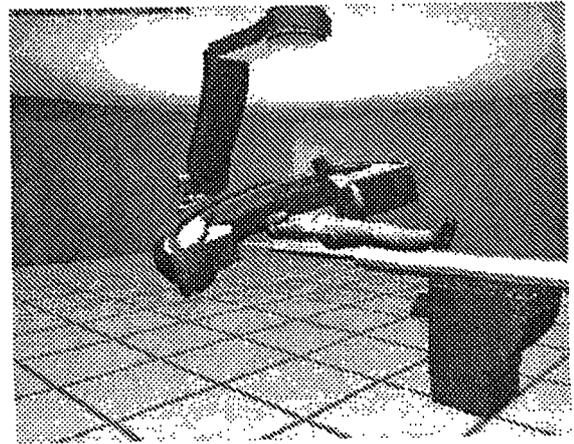


图10d

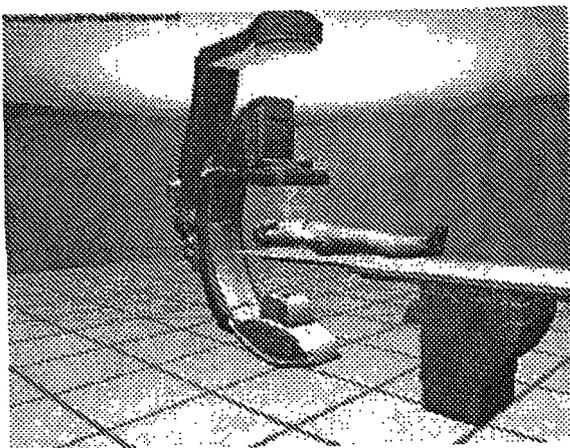


图10e

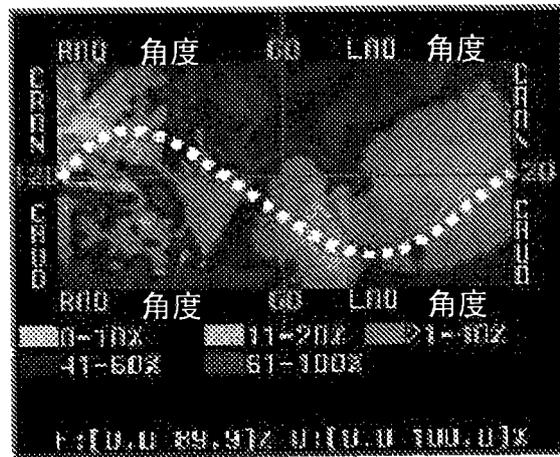


图10f

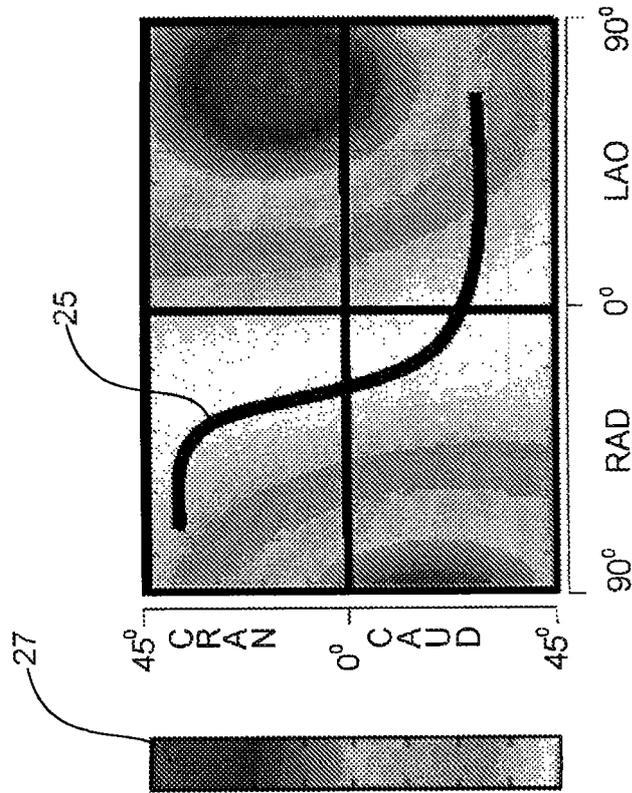


图11

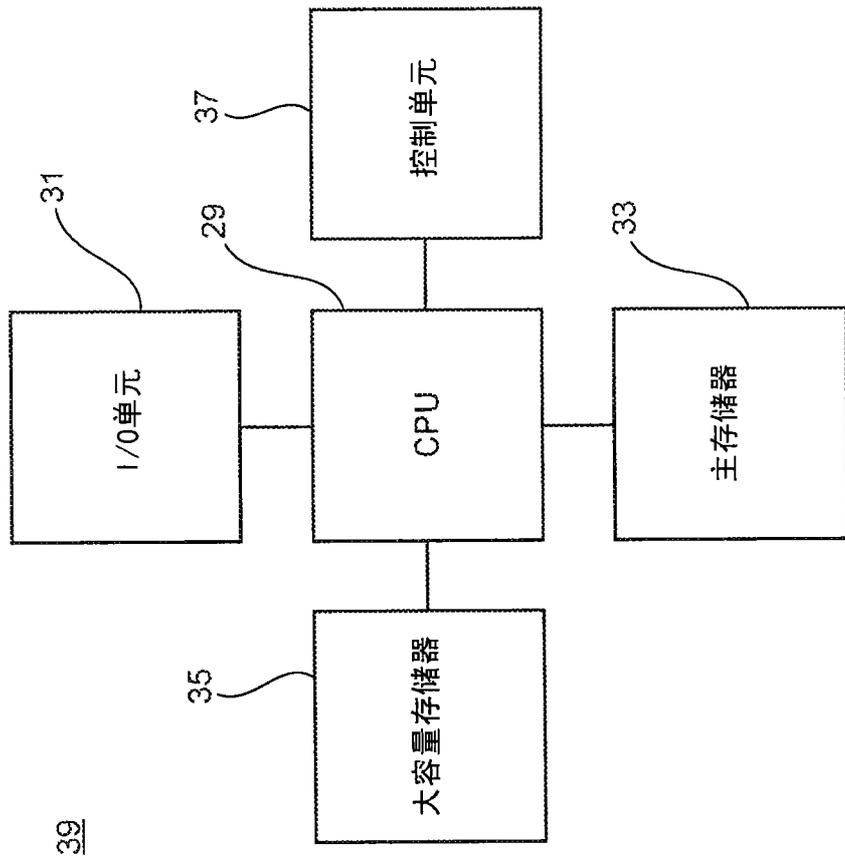


图12