

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

G06T 11/00 (2006.01)

G06T 7/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200480035334.7

[45] 授权公告日 2009年1月14日

[11] 授权公告号 CN 100452095C

[22] 申请日 2004.11.16

[21] 申请号 200480035334.7

[30] 优先权

[32] 2003.11.28 [33] EP [31] 03104442.3

[86] 国际申请 PCT/IB2004/052436 2004.11.16

[87] 国际公布 WO2005/052862 英 2005.6.9

[85] 进入国家阶段日期 2006.5.29

[73] 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

[72] 发明人 V·拉舍 B·莫瓦萨希

[56] 参考文献

US6501848 B1 2002.12.31

Automatic feature point extraction and tracking in image sequences for unknown camera motion. Zheng, Q. Chellappa, R. Computer Vision, 1993. Proceedings., Fourth International Conference on Berlin, Germany. 1993

审查员 张小丽

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 顾珊 王忠忠

权利要求书 3 页 说明书 9 页 附图 4 页

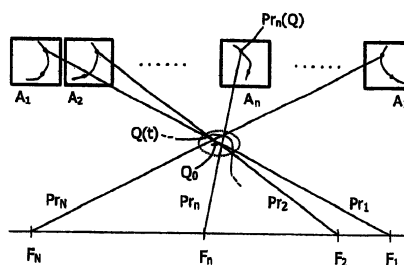
[54] 发明名称

从投影照片进行对象的三维重构

[57] 摘要

本发明涉及用于三维重构例如诸如患者的冠状血管中的支架(5)这样的对象的方法。在该过程中,从不同方向生成一系列 X 射线投影照片(A_n),并且同时记录相关 ECG 阶段(E_n)。在投影照片(A_n)上,特征点(R, Q)的位置被分割(a)。投影照片(A_n)根据它们属于心跳阶段的不同部分(E_p^{C1})被进一步分配(b)成类别(K_p)。对于这些类别中的每一个,特征点的相应空间位置((x, y, z)_{Qp})被建立(e)。在下一步骤中(d),从现在由各个心跳阶段获知的特征点(R, Q)的位置,计算位移矢量(S_{p-m}^R, S_{p-m}^Q)或通常的变换(Σ_{p-m}),其耦接(d)用于不同心跳阶段(p, m)的特征点的位置。借助于这些变换,然后可以在最后的步骤(e)中通过返回参看来自不同心跳阶段(p1, p2)的 X 射线投影照片执行整个支架(5)或其环境的三维重构。在本发明

的替代实施例中,变换移动身体体积的投影照片,使得位于照片上的特征点的图像分别位于特征点的(随机)设置空间参考位置被投影到其上的地方。使用由此被排列到参考位置上的投影照片,随后可以进行对象的三维重构。



1. 用于对身体体积中的移动对象进行三维重构的设备, 包括存储器, 该存储器包含来自不同方向的身体体积的一系列二维投影照片(A_1, A_2, A_n, A_n), 以及数据处理单元, 该数据处理单元耦接到所述存储器并且被设置成执行以下步骤:

a) 在所述投影照片(A_n)中对所述对象或其环境的至少一个特征点(Q)的图像($P_{T_n}(Q)$)进行分割;

b) 为每个特征点(Q)指定空间参考位置(Q_0);

c) 计算对象空间和投影照片(A_n)的变换(Σ_n, σ_n), 在其使用之后被变换的参考位置的投影与所述特征点的各个被变换的图像相一致;

d) 借助于计算出的变换(Σ_n, σ_n)从所述投影照片(A_n)对所述对象进行三维重构.

2. 如权利要求1的设备, 其特征在于在步骤b)中从两个投影照片重构特征点(Q)的空间参考位置(Q_0), 所述两个投影照片源自身体体积的相似状态.

3. 如权利要求1的设备, 其特征在于在步骤b)中从两个投影照片重构特征点(Q)的空间参考位置(Q_0), 所述两个投影照片源自相同类型的心跳阶段.

4. 如权利要求1的设备, 其特征在于对象空间的变换(Σ_n)或投影照片的变换(σ_n)是相同的图像.

5. 用于对身体体积中经历周期性自运动的对象(5)进行三维重构的设备, 包括存储器(3), 该存储器包含来自不同方向的身体体积的一系列二维投影照片(A_n)以及表征所述周期性自运动的各自相应的参数(E_n)值, 以及数据处理单元(4), 该数据处理单元耦接到所述存储器(3)并且被设置成执行以下步骤:

a) 在所述投影照片(A_n)中对所述对象(5)的至少一个特征点(R, Q)的图像(R_n, Q_n)进行分割;

b) 将所述投影照片(A_n)分类为类别(K_p), 每个类别对应于所述周期性自运动的给定阶段(E_p^{cl});

c) 从该类别的至少两个投影照片(A_{n1}, A_{n2})来三维定位所述类别(K_p)的每一个的所述特征点(R, Q);

d) 计算三维变换 ($\Sigma_{p,n}$), 其描述了被定位的特征点 (R, Q) 在周期性自运动的不同阶段 (p, m) 之间的运动 ($S^R_{p,n}, S^Q_{p,n}$);

e) 借助于计算出的变换 ($\Sigma_{p,n}$) 从所述投影照片 (A_n) 对所述对象 (5) 进行三维重构。

6. 如权利要求 1 或 5 的设备, 其特征在于所述变换 ($\sigma_n, \Sigma_n, \Sigma_{p,n}$) 包括平移、旋转、放大和/或仿射变换。

7. 如权利要求 1 或 5 的设备, 其特征在于它包括用于在步骤 a) 中的交互式分割的输入单元。

8. 如权利要求 1 或 5 的设备, 其特征在于它包括用于生成身体体积的该系列二维投影照片 (A_n) 的图像生成设备 (1)。

9. 如权利要求 8 的设备, 其特征在于该图像生成设备 (1) 为 X 射线装置 (1) 和/或 NMR 设备。

10. 如权利要求 1 或 5 的设备, 其特征在于它包括用于与生成投影照片并行地记录表征身体体积的周期性自运动的参数 (E_n) 的传感器设备 (2)。

11. 如权利要求 10 的设备, 其特征在于所述传感器设备包括心电图描记设备 (2) 和/或呼吸传感器。

12. 基于一些数据对身体体积中的移动对象进行三维重构的方法, 所述一些数据包含来自不同方向的身体体积的一系列二维投影照片 (A_1, A_2, A_n, A_N), 该方法包括以下步骤:

a) 在所述投影照片 (A_n) 中对所述对象或其环境的至少一个特征点 (Q) 的图像 ($Pr_n(Q)$) 进行分割;

b) 为每个特征点 (Q) 指定空间参考位置 (Q_0);

c) 计算对象空间和投影照片 (A_n) 的变换 (Σ_n, σ_n), 在其使用之后每次被变换的参考位置的投影与所述特征点的被变换的图像相一致;

d) 借助于计算出的变换 (Σ_n, σ_n) 从所述投影照片 (A_n) 对所述对象进行三维重构。

13. 基于一些数据对身体体积中经历周期性自运动的对象 (5) 进行三维重构的方法, 所述一些数据包含来自不同方向的身体体积的一系列二维投影照片 (A_n) 以及表征所述周期性自运动的各自相应的参数 (E_n) 值, 该方法包括以下步骤:

- a) 在所述投影照片 (A_n) 中对所述对象 (5) 的至少一个特征点 (R, Q) 的图像 (R_n, Q_n) 进行分割;
- b) 将所述投影照片 (A_n) 分成类别 (K_p), 每个类别对应于所述周期性自运动的给定阶段 (E_p^{c1});
- c) 从该类别的至少两个投影照片 (A_{n1}, A_{n2}) 三维定位所述类别 (K_p) 的每一个的所述特征点 (R, Q);
- d) 计算三维变换 ($\Sigma_{p..n}$), 其描述了被定位的特征点 (R, Q) 在周期性自运动的不同阶段 (p, m) 之间的运动 ($S_{p..n}^R, S_{p..n}^Q$);
- e) 借助于计算出的变换 ($\Sigma_{p..n}$) 从所述投影照片 (A_n) 对所述对象 (5) 进行三维重构。

从投影照片进行对象的三维重构

技术领域

本发明涉及用于三维重构身体体积中移动对象的设备和方法，其中所述身体体积可以经历周期性自运动，例如通过心跳或呼吸。

背景技术

执行脉管内医疗介入，例如诸如在冠状血管的狭窄放置支架，通常在 X 射线荧光检查观察下进行。为了监视支架的放置，在这里有用的是能够尽可能精确地三维显示它。然而由于心跳和呼吸，支架经历不断的运动和变形，因此使用计算机断层成像的已知三维成像法不可能容易地实现这样的显示。

就此而论，为了三维重构脉管树，我们知道在心跳阶段从不同方向生成灌注有造影剂的血管的两个投影系列（S.-Y. J. Shen, J. D. Carroll: “基于双平面血管造影序列的 3D 冠状动脉树的动态重构”，《SPIE 会刊》，第 3034 卷，第 358 - 368 页（1997））。在投影照片上，例如诸如分叉这样的区别点被分割，从来自照片序列中相同阶段的两个投影但是从不同的投影方向，这些区别点的空间位置被重构。最后，从所有这样的重构位置，心跳期间所述点的移动以及由此所述脉管系统的运动被确定。所述方法应用于定位诸如介入设备这样的对象的应用未被描述。此外，所述方法要求在正好一次心跳的持续时间内以高速记录照片的序列。

发明内容

针对该背景，本发明的目的是提供用于将例如诸如介入设备这样的对象定位在患者的脉管系统中的装置，其中所述对象和/或周围身体体积可以经历周期性或非周期性运动。

按照本发明的第一方面，根据本发明的所述设备用于对身体体积中的移动对象进行三维重构。所述对象可以特别是身体结构（器官，血管部分，身体体积本身等）或者是导管上的介入设备，例如诸如支架，气囊或导线，然而其中本发明并不局限于医疗应用。所述对象的

运动可以相对于身体体积发生（例如导管的前进）和/或与身体体积的运动一起发生（例如通过患者运动，呼吸，心跳）。

所述设备包括（电子）存储器，该存储器包含来自不同方向的身体体积的一系列二维投影照片。数据处理单元耦接到所述存储器，该数据处理单元被设置成执行以下步骤：

a) 在所述投影照片中对所述对象或其环境的至少一个特征点的图像进行分割。按照定义，“所述对象或其环境的特征点”在这里是属于所述对象或其环境的点，该点可以相对好地被定位在投影照片上。例如，它可以是血管分支或者导线或支架上的不透辐射标记。此外，“分割”通常应当被理解成表示图像点被分配到对象（在这里：特征点）。作为优选，两个或以上的不同特征点被分割并且分别经历随后为“特征点”制定的进一步处理。

b) 为所述特征点指定空间参考位置。由于所述对象的未知运动，因此甚至从若干投影照片也不能确信地建立所述特征点的“真实”空间位置（在特定的时刻）。由于这个原因，在这里或多或少地随机设置参考位置，所述参考位置随后被作为解释和排列所述照片的基础。

c) 计算三维对象空间和二维投影照片的变换，在其使用之后所述（被变换的）参考位置的投影分别与所述特征点的（被变换的）图像相一致。典型地，这些变换中的一个被设置为相同，从而可以有效地发生所述对象空间的真变换或所述投影照片的真变换。“真”变换例如可以是平移，旋转，放大（体积变化），和/或 - 在更复杂的表述中 - 仿射变换。

在步骤 c) 中，例如所述投影照片可以被变换成使得在步骤 a) 中被分割的所述特征点的图像在一个位置停止，在步骤 b) 中定义的所述参考位置被投影在所述位置上。作为另一选择，对于每个投影照片所述参考位置可以被变换到新位置，该新位置的投影然后位于在步骤 a) 中被分割的所述特征点的图像上。在两种情况下，建立了描述所述投影照片在所述参考位置上的排列（或者所述参考位置在各个投影照片上的排列）的变换。

d) 使用根据步骤 e) 计算的变换，从存储的投影照片三维重构所述对象，如果适用，三维重构所述对象的环境，即通常的关注区域。

所述设备具有的优点在于可以使用来自存储器的所有投影照片重

构所述对象，或者在所述对象的情况下的关注区域。由于可以借助于所述变换补偿移动对象的位置和形状的变化，因此这能够成功。在该联系中特别有利的是对象的运动实际上可以属于任何类型。

原则上可以随意地设置所述方法的步骤 b) 中的特征点的假设空间参考位置。然而，有利地它被定义成使得它尽可能靠近特征点的实际或最可能的当前位置。特别是，可以几何地从两个投影照片重构参考位置，所述两个投影照片是当身体体积处于相同类型的状态时从不同方向获得的。在该情况下可以假设在生成所述两个投影照片期间，特征点位于大致相同的空间位置，其因此可以被精确地重构。关于身体体积的状态，这特别可以是心跳阶段，其典型地用 ECG 记录。

根据本发明的第二方面，本发明涉及经历周期性自运动的身体体积中对象的三维重构。所述对象特别可以身体结构（器官，血管部分等）或者导管上的介入设备，例如诸如支架，气囊或导线，然而其中本发明并不局限于医疗应用。所述周期性自运动典型地为这样一种运动，其例如由生物体中的心跳和/或呼吸导致。

所述设备包括（电子）存储器，该存储器包含来自不同方向的身体体积的一系列二维投影照片。对于每个所述投影照片，所述存储器也包括相应的参数值，所述参数值表征在生成所述投影照片的时刻身体体积的周期性自运动。所述参数例如可以是 ECG 值，数据处理单元耦接到所述存储器，该数据处理单元被设置成执行以下步骤：

a) 在所述投影照片中对所述对象的至少一个特征点的图像进行分割。如同早已解释的，“所述对象的特征点”在这里是属于所述对象的点，该点可以相对好地被定位在投影照片上。优选地，所述对象的两个或以上的不同特征点被分割并且分别经历随后为“特征点”制定的进一步处理。

b) 将所述投影照片分成类别，其中每个类别将属于分配给所述类别的周期性自运动的特定阶段的所有投影照片收集在一起。

c) 从相应类别的至少两个投影照片三维定位在上面指定的每个类别的特征点。由于根据要求，已经从不同的方向生成了投影照片，因此这样的定位原则上是可能的。定位实际上也是可能的并且是可感觉，这是因为使用的投影照片源自相同的类别，因此源自周期性自运动的相同阶段，并且身体体积因此在投影照片中具有大致相同的形状和位

置。

d) 计算三维变换，其中变换描述（其中）在从周期性自运动的一个阶段过渡到另一个期间特征点的移动或位移。由于从步骤c)，对应于所述类别的周期性自运动的不同阶段的特征点的位置是已知的，因此确定这样的变化是可能的。在最简单的情况下，所述变换是平移，其描述了一点的线性位移。如果观察两个以上的特征点，所述变换也可以是旋转，放大（体积变化），和/或 - 在更复杂的表述中 - 仿射变换。。

e) 使用根据步骤d)计算的变换，从存储的投影照片三维重构所述对象，如果适用，三维重构所述对象的环境，即通常的关注区域。

所述设备具有的优点在于可以使用来自存储器的所有投影照片重构所述对象，或者在所述对象的情况下的关注区域。由于可以借助于所述变换补偿由于身体体积的周期性自运动所导致的对象的位置和形状的变化，由于所述变换在数学上描述了 - 至少大致地 - 自运动的效果，因此这能够成功。

本发明的优选设计，其可以被应用于根据本发明的第一和第二方面的两个设备的每一个，将在下面进行阐述，其中为了简化，我们将仅仅说“所述设备”。

在所述设备的情况下，步骤a)中的至少一个特征点的图像的分割完全自动或半自动地发生。在后一情况下，所述设备优选地包括耦接到数据处理单元的输入单元，例如键盘和/或鼠标，用户可以通过所述输入单元交互地支持分割。

所述设备还包括至少一个图像生成设备，可以用所述图像生成设备生成存储在存储器中的身体体积的一系列二维投影照片。该设备特别可以是用于生成X射线投影的X射线装置和/或NMR设备。

所述设备还包括用于与生成投影照片并行地记录参数的传感器设备，所述参数表征身体体积的（或被指定的）周期性自运动。所述传感器设备特别可以是用于记录心电图的心电图描记设备和/或用于记录呼吸阶段的呼吸传感器。

本发明还涉及基于数据量三维重构身体体积中的移动对象的方法，所述数据量包含来自不同方向的身体体积的一系列二维投影照片，该方法包括以下步骤：

- a) 在所述投影照片中分割所述对象或其环境的至少一个特征点的图像;
- b) 为每个特征点指定空间参考位置;
- c) 计算所述对象空间和所述投影照片的变换, 在其使用之后在每个被变换的投影照片中被变换的参考位置的投影每次与所述特征点的图像一致;
- d) 借助于算出的所述变换从所述投影照片三维重构所述对象。

本发明还涉及基于一些数据对身体体积中经历周期性自运动的对象进行三维重构的方法, 所述一些数据包含来自不同方向的身体体积的一系列二维投影照片以及表征所述周期性自运动的各自相应的参数的值, 该方法包括以下步骤:

- a) 在所述投影照片中对所述对象的至少一个特征点的图像进行分割;
- b) 将所述投影照片分成类别, 每个类别对应于所述周期性自运动的给定阶段;
- c) 从该类别的至少两个投影照片三维定位所述类别的每一个的所述特征点;
- d) 计算三维变换, 所述变换描述了被定位的所述特征点在周期性自运动的不同阶段之间的运动;
- e) 借助于计算出的所述变换从所述投影照片三维重构所述对象。

所述两种方法在通常情况下包括可以用上述类型的设备执行的步骤。关于本发明的细节的解释、优点和更多方面, 我们参看上面给出的描述。

本发明的这些和其它方面显而易见来自下文描述的实施例, 并且将参考下文描述的实施例进行阐述。

附图说明

在附图中:

图 1 显示了在生成移动对象的 X 射线图片中的投影几何形状的图示;

图 2 显示了用于补偿对象运动为对象空间所计算的变换的效果;

图 3 显示了用于补偿对象运动为投影照片所计算的变换的效果;

图 4a, b 显示了从来自不同心跳阶段的 X 射线图像进行对象的三维重构的示意性流程图。

具体实施方式

首先，在图 1-3 的基础上阐述本发明的第一实施例。在下面的方法的情况下，任务是借助于从不同的投影方向拍摄的对象的两维 X 射线投影照片 $A_1, A_2, \dots, A_n, \dots, A_N$ 来执行移动对象（例如支架的或身体体积自身的）的三维重构。

在这方面，图 1-3 示意性地显示了在旋转 X 射线装置扫描期间生成一系列 X 射线照片时存在的投影几何形状。这里，X 射线照片 $A_1, A_2, \dots, A_n, \dots, A_N$ 从投影中心 $F_1, F_2, \dots, F_n, \dots, F_N$ 开始拍摄。在图中，示意性地显示在投影照片上的是血管部分，其在每种情况下由于不同的投影方向和被拍照的身体体积的运动而被不同地描绘（通过患者的运动，心跳，呼吸等）。没有所述运动时，可以从投影照片精确地三维重构所关注的对象。然而，实际上对象以未知的方式运动，从而对于稳固连接到对象的特征点 Q ，产生在图 1 中示意性显示的运动轨道 $Q(t)$ 。因此通常投影照片 $A_1, A_2, \dots, A_n, \dots, A_N$ 中的每一个在所述轨道的不同的、未知的点处记录特征点 Q 。然而为了获得尽可能好的对象重构，提出了如下面所解释的用于补偿运动的方法。

所述方法基于跟踪至少一个特征点，例如诸如在导管上的标记点或血管的分支点。为此，除了前述特征点 Q 之外，优选地使用一个或多个另外的特征点，其未在图 1-3 中更具体地显示。按照要求，通过 X 射线投影生成的特征点的图像可以容易地被定位在投影照片上。因此例如在投影照片 A_n 中，用第 n 次投影 P_{r_n} 生成的特征点 Q 的图像 $P_{r_n}(Q)$ 可以完全自动或半自动地被分割。类似的程序应用于其它投影照片 A_1, A_2, \dots, A_n 。

图 1 中还显示了连接各自的投影中心 F_n 与特征点 Q 的图像 $P_{r_n}(Q)$ 的投影线。如果特征点不移动，那么所有投影线将必须与其相交，从而可以精确地重构其空间位置。然而，由于特征点 Q 的移动，不存在所有相应投影线的这样的相交；相反，这些仅仅或多或少地在小体积（在图 1 中的虚线）中彼此靠近。

在所述方法的下一步骤中，建立参考位置 Q_0 （随机），随后所有

投影照片 $A_1, A_2, \dots, A_n, \dots, A_N$ 将在所述参考位置上被排列。优选地, 该参考位置 Q_0 被放置成尽可能地接近特征点 Q 的实际或可能的位置。在图 1 中指示的方法的情况下, 参考位置 Q_0 例如被放置在单个投影线穿过其中的节点的中心。作为另一选择, 参考位置也可以被放置在两个投影线 (如果有的话) 的交叉点, 已知所述两个投影线属于来自身体体积运动的类似状态的投影照片 (例如在心脏图像的情况下属于相同的心跳阶段)。

在图 2 中表示借助于所选参考点 Q_0 来补偿运动的第一变化形式。在这里, 对于每个投影照片, 例如诸如投影照片 A_n , 确定空间中参考位置 Q_0 的这种位移, 从而投影照片 A_n 上的新位置的投影 Pr_n 精确地落入特征点 Q 的图像中。参考位置 Q_0 的前述位移 (可选地与其它特征点的位移一起) 现在可以被扩展到整个对象空间的三维变换 Σ_n 。该变换 Σ_n 因此几何地描述在观察中的身体体积从 (假想的) 参考状态过渡 (平移, 旋转, 放大等) 到在投影照片 A_n 中记录的状态。由于也可以为其它投影照片计算相应的变换 $\Sigma_1, \Sigma_2, \dots, \Sigma_N$, 因此结果是可以计算补偿身体体积的运动对投影照片 $A_1, A_2, \dots, A_n, \dots, A_N$ 的影响。然后可以从经运动补偿的 X 射线照片将身体体积重构为高精度级。

图 3 显示了一种运动补偿的方法, 其作为图 2 的另一选择, 但是在效果方面是等价的。与图 2 相比, 在这里它不是由投影照片 $A_1, A_2, \dots, A_n, \dots, A_N$ 的二维变换 $\sigma_1, \sigma_2, \dots, \sigma_n, \dots, \sigma_N$ 所计算的对象空间的三维变换。在该情况下, 首先借助于已知的几何投影 Pr_n 通过计算将设定参考位置 Q_0 投影到各自的投影照片 $A_1, A_2, \dots, A_n, \dots, A_N$ 上, 例如在投影照片 A_n 中其导致了参考位置的图像 $Pr_n(Q_0)$ 。该计算出的图像通常并不与实际特征点的表示图像 $Pr_n(Q)$ 一致。然而借助于可用信息 (任选地也包括另外的特征点) 可以定义二维变换 σ_n ; 当这被使用时, 投影照片 A_n 被精确地改变 (位移, 旋转等), 使得特征点的被变换图像与参考位置 Q_0 的计算图像一致, 即 $\sigma_n(Pr_n(Q)) = Pr_n(Q)$ 。

通过计算以及应用所有二维变换 $\sigma_1, \sigma_2, \dots, \sigma_n, \dots, \sigma_N$ 于投影照片 $A_1, A_2, \dots, A_n, \dots, A_N$, 结果保证了所有投影照片在特征点的假想的、静态的空间位置 Q_0 上被补偿。这使得有可能随后使用所有 (被变换的) 投影照片来三维地重构身体体积或位于其中的对象。

通常, 在以上方法的情况下设置参考位置的随机性导致的事实是,

可以关于实际身体体积改变（位移，旋转，压缩等）身体体积的三维重构。对于许多应用，例如诸如将支架放置在血管中，该情况在实际上几乎不是缺点。在这里更加重要的是被重构体积的非常清楚的、几乎不模糊的表示，通过运动补偿可以使其成为可能。

图 4 显示了本发明的第二实施例。在这里作为例子的应用例中，这包括支架 5 的定位，所述支架被安装到导管的尖端并且将尽可能精确地在需要治疗的狭窄的区域中展开。为了观察该介入，旋转式 X 射线装置 1 是可用的，借助其在一次扫描中可以从不同的投影方向拍摄相关身体体积的二维投影照片 A_n 。

由于心跳，位于管状血管中的支架 5 经常地运动并且也可能变形（类似的考虑应用于呼吸，然而为了简化在下文中省略了陈述；基本上与心跳类似地对其进行处理）。与用 X 射线装置 1 生成投影照片相比该运动相对快地发生。这导致的情况是在记录的序列 $A_1, A_2, \dots, A_n, \dots, A_n$ 中，投影照片源自不同的心跳阶段，并且实际上通常处于无序序列。从该情况开始，使用提出的所述方法，并且考虑通过心跳的运动，将尽可能精确地重构支架 5 的空间位置。

为了实现上述目的，与 X 射线投影 A_n 并行地记录参数，所述参数指示心跳阶段。这例如可以是心电图的电信号 E_n ，其用心电图描记设备 2 记录。

作为在图 4a 的方框 o 中表示的准备记录程序的结果，我们因此具有 X 射线图片 A_n 连同各自相应的 ECG 阶段 E_n 的序列 $(A_1, E_1), \dots, (A_n, E_n), \dots, (A_n, E_n)$ ，其被存储在数据处理单元 4 的存储器 3 中。

在所述方法的第一处理步骤（方框 a）中，在所有投影照片 A_n 上特征点 R, Q 的图像 R_n, Q_n 然后被分割。特征点是在照片上容易看到的特征，例如诸如标记（在支架 5，气囊或导线上），或解剖特征，例如血管的分叉。作为分割的结果，对于每个照片 A_n 我们知道与该照片相关的图像坐标 $(\xi, \zeta)_{R_n}, (\xi, \zeta)_{Q_n}$ 。取决于特征点的性质，分割可以完全自动地（例如在标记的情况下）或半自动地（例如在解剖结构的情况下）发生，即具有用户的交互性支持。

在所述方法的方块 b 中，发生将可用投影 A_n 分成类别 K_1, K_p, \dots, K_M ：这些分别对应于周期性自运动的阶段（或更准确地说，阶段间隔） $E_1^{c1}, E_p^{c1}, \dots, E_M^{c1}$ 。在这里给出了将心跳阶段分成阶段 E_p^{c1} （长度相等或不同）。

所述类别因此将 X 射线图片 A_n 收集在一起成为源自（大致地）相同心跳阶段的群集中。所述类别在形式上例如可以被定义为根据 $K_p := \{n \mid E_n \in E_p^{c1}\}$ 的索引量。

在方块 c 中，对于给定心跳阶段 E_p^{c1} 的每一个，分别从（至少）两个投影照片 A_{n1} , A_{n2} 来计算特征点 R 和 Q 的三维“真实”坐标 $(x, y, z)_{rp}$, $(x, y, z)_{qp}$ ，其中所述投影照片应当源自相同的心跳阶段 E_p^{c1} （即 $n1, n2 \in K_p$ ）。为了该计算，我们返回参看在方框 a 中确定的图像坐标 $(\xi, \zeta)_{rn}$, $(\xi, \zeta)_{qn}$ ，以及参看从设备的校准获知的投影中心 F_{n1} , F_{n2} 。而且，必要的计算方法可以从现有技术中充分公知。

在下一方框 d 中，关于心跳来计算每个特征点 R, Q 的运动域。在这里，为了为每个特征点 R, Q 确定运动矢量或位移矢量 $S_{p..m}^R$, $S_{p..m}^Q$ 的三维域，在不同的心跳阶段 p, m 使用从方框 c 获知的特征点的空间坐标 $(x, y, z)_{rp}$, $(x, y, z)_{qp}$, $(x, y, z)_{rm}$, $(x, y, z)_{qm}$ 。这里位移矢量 $S_{p..m}^Q$ 例如描述特征点的位移，以及在心跳阶段 p 的坐标 $(x, y, z)_{qp}$ 过渡到在心跳阶段 m 的坐标 $(x, y, z)_{qm}$ 。

此外，基于位移矢量 $S_{p..m}^R$, $S_{p..m}^Q$ ，在方框 d 中为整个支架 5 或其环境的运动确定了变换 $\Sigma_{p..m}$ 。在最简单的情况下，可以假设刚性平移，对于它的确定，单一特征点的位移矢量就足够了。然而通常需要更真实的运动模型，其中至少两个特征点 R, Q 用于确定平移、旋转和/或放大。使用若干特征点，也有可能确定更复杂的变换，例如仿射。

在最后的方框 e 中，基于对象 5 的三维运动模型（方框 d），使用来自不同心跳阶段的投影照片，重构 - 其关于三维运动进行补偿 - 在整个支架或关注区域发生。在来自不同心跳阶段 p1, p2 的两个投影照片 A_n 和 A_j 上显示的每个图像体积元（体元）的重构中，关于相应的对象点，在照片的心跳阶段中考虑其位于不同的位置 $rp1$ 和 $rp2$ 。在这里前述位置由已知变换 Σ_{p1-p2} 链接。借助于该变换，由于心跳运动的影响可以由变换进行补偿，通过使用来自具有高精度级的所有投影照片的信息，因此可以重构所关注的区域，特别是支架 5。

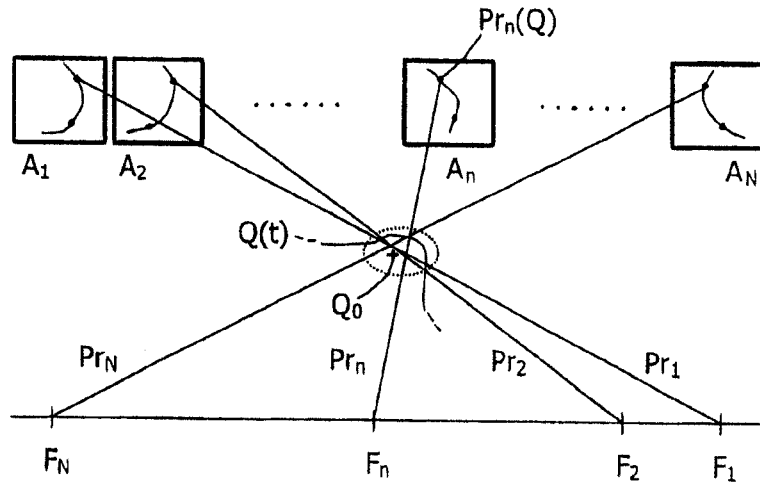


图 1

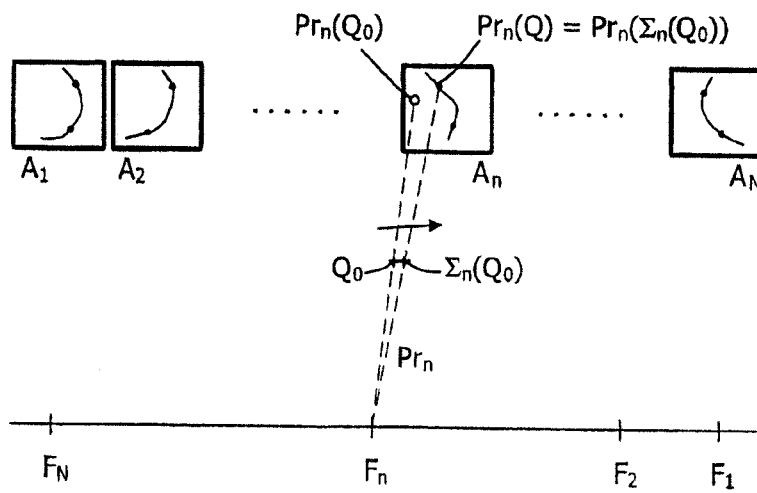


图 2

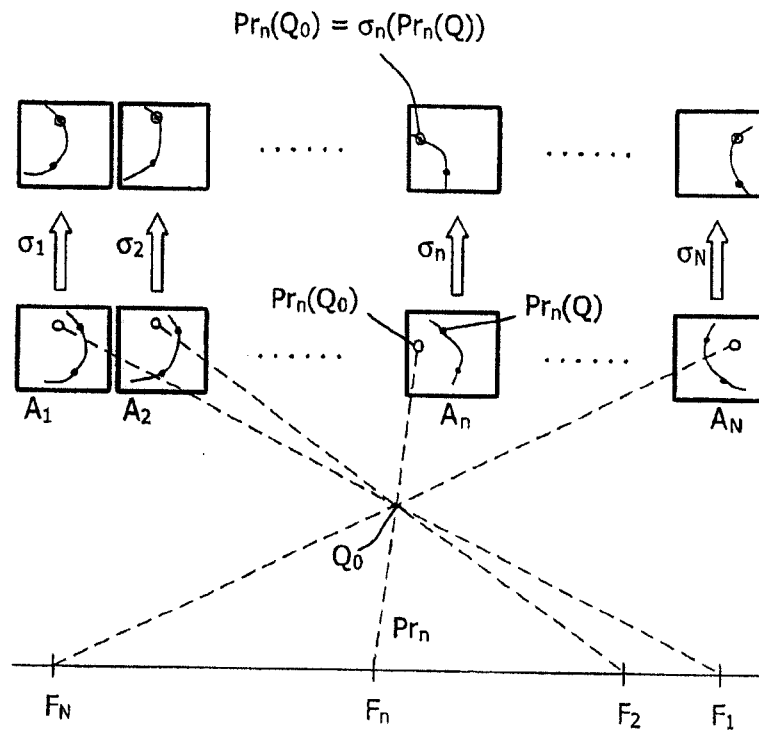


图 3

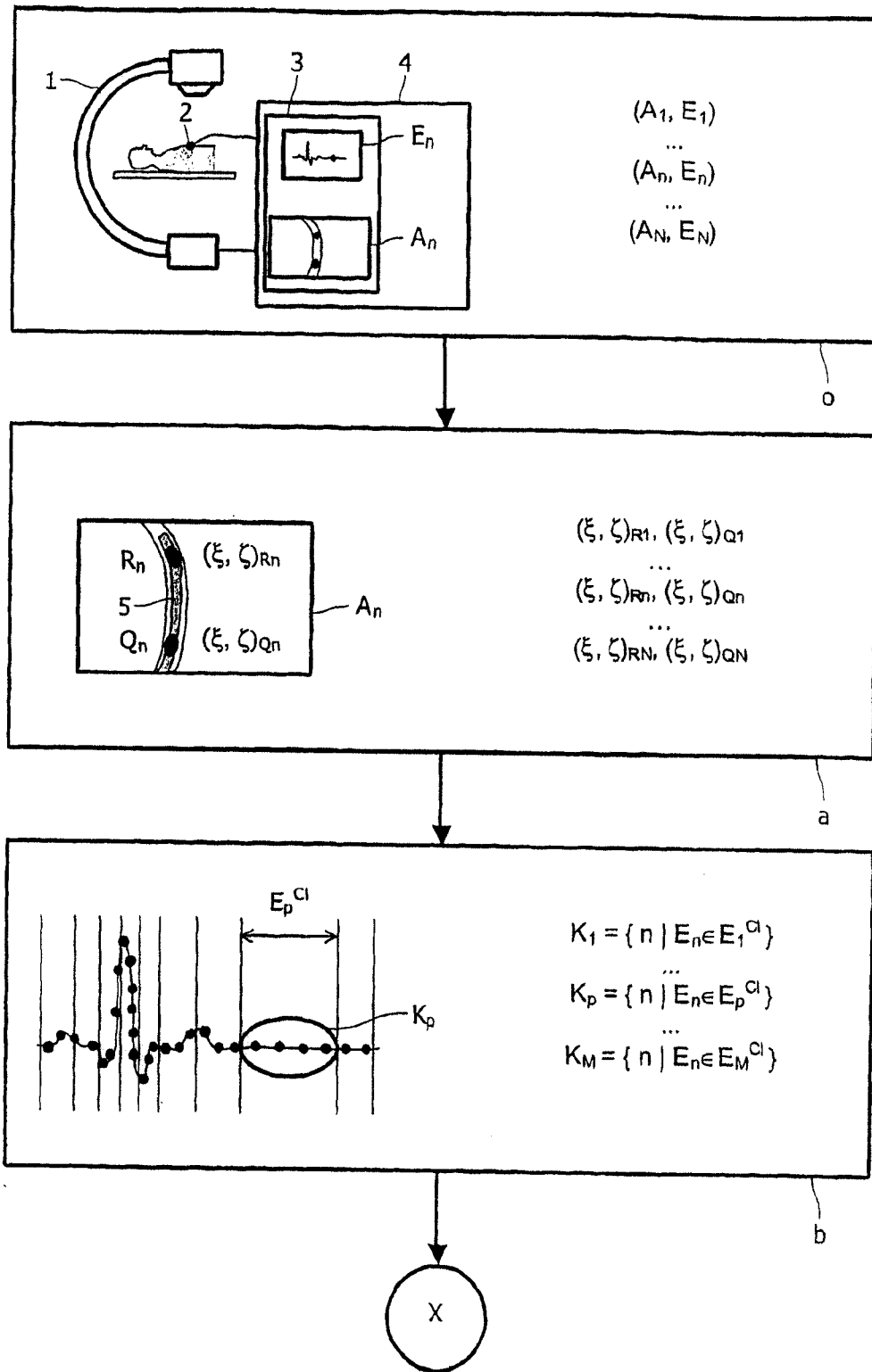


图 4a

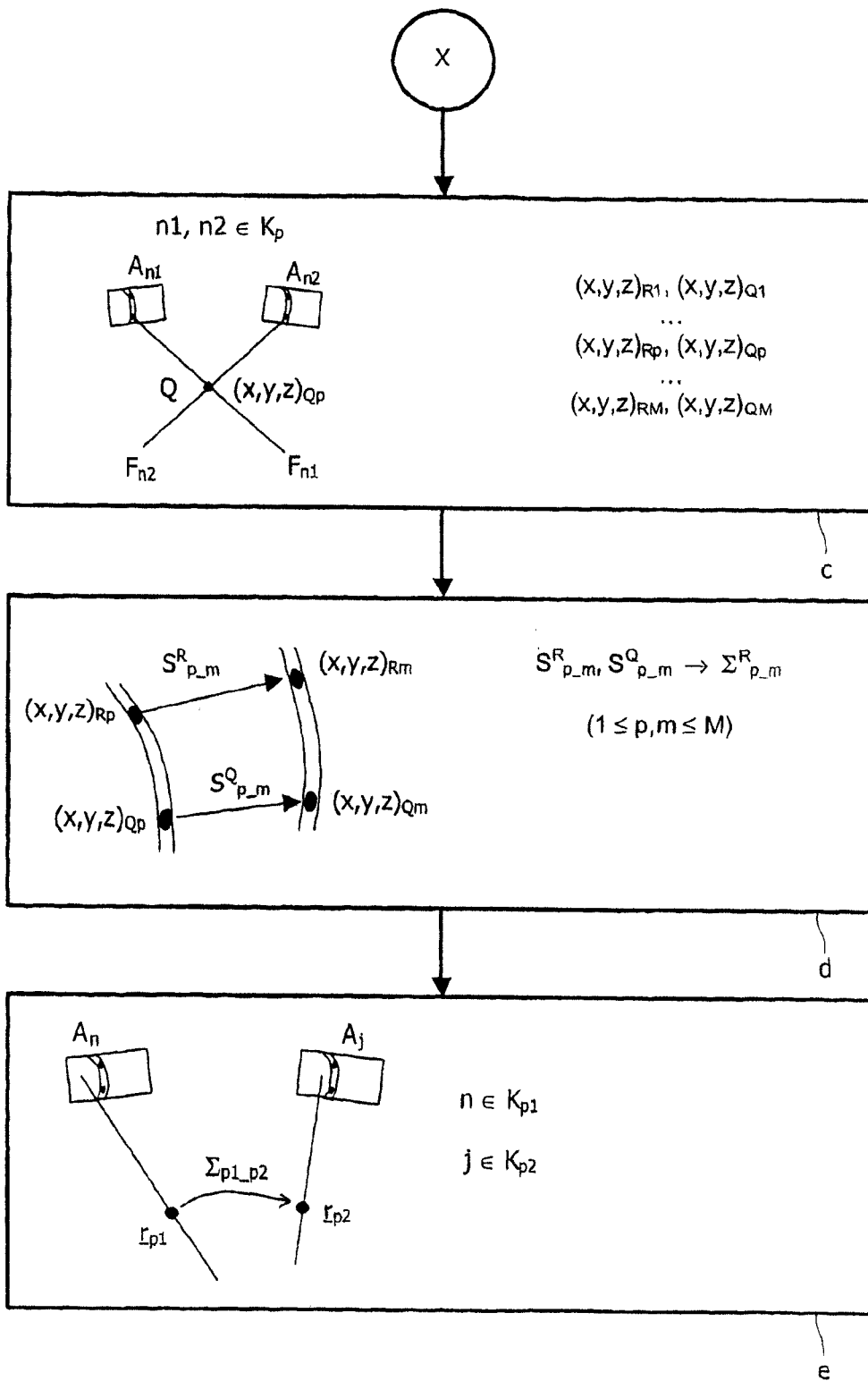


图 4b