

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
G06T 7/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680007434.8

[43] 公开日 2008 年 3 月 5 日

[11] 公开号 CN 101138009A

[22] 申请日 2006.3.7
[21] 申请号 200680007434.8
[30] 优先权
[32] 2005.3.7 [33] EP [31] 05101726.7
[86] 国际申请 PCT/IB2006/050704 2006.3.7
[87] 国际公布 WO2006/095309 英 2006.9.14
[85] 进入国家阶段日期 2007.9.7
[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
[72] 发明人 S·格里戈雷斯库

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 李静岚 刘红

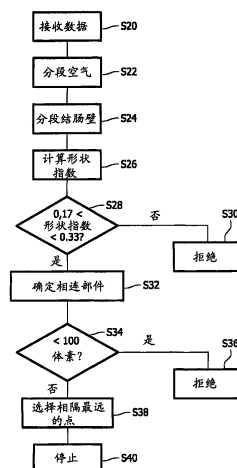
权利要求书 4 页 说明书 9 页 附图 5 页

[54] 发明名称

关联管状对象的第一和第二 3D 图像的装置和方法

[57] 摘要

公开了一种计算机断层摄影术(CT)成像装置(2)，用于将处于俯卧和仰卧位置的结肠的图像进行关联。该装置包括 x 射线源(6)和检测器(8)的配对，用于生成表示处于俯卧或者仰卧位置下、在结肠壁之上的至少一个第一定位的 3D 图像数据，以及用于生成表示处于该位置下、沿着沿结肠壁延伸的结肠带的多个定位的 3D 图像数据。源和检测器还生成表示处于俯卧或者仰卧位置的另一位置下、沿结肠带的相同定位的 3D 图像数据。计算机(16)包括处理器(20)，用于在第二扫描图像中确定与第一扫描图像中的第一定位相对应的定位。



1. 一种用于将表示至少部分管状对象的第一和第二 3D 图像的数据进行关联的装置，所述装置包括：

- 至少一个第一输入，用于接收表示至少部分所述对象的所述第一 3D 图像的第一数据；
- 至少一个第二输入，用于接收表示至少部分所述对象的所述第二 3D 图像的第二数据；
- 至少一个处理器，连接到至少一个所述第一输入和至少一个所述第二输入，用于：

(i) 处理所述第一数据以提供第三数据，所述第三数据与在所述对象内表面上的多个可识别第一定位的所述第一 3D 图像相对应；

(ii) 处理所述第二数据以提供第四数据，所述第四数据基本上对应于所述多个可识别第一定位的所述第二 3D 图像；

(iii) 处理所述第一和第三数据以提供第五数据，所述第五数据表示所述第一 3D 图像中的至少一个预定第二定位相对于所述第一 3D 图像中的至少一个所述可识别第一定位的位置；以及

(iv) 处理所述第二、第四和第五数据以提供第六数据来识别所述第二 3D 图像中、基本上与所述第一图像中的所述或者每个所述预定第二定位相对应的相应第三定位，其中所述第六数据基本上对应于由所述第五数据所表示的所述或者每个所述相关定位。

2. 根据权利要求 1 所述的装置，还包括至少一个比较器装置，用于将表示至少一个所述预定第二定位的所述第一数据与表示与所述或者每个所述第二定位相对应的相应所述第三定位的所述第二数据进行比较。

3. 根据权利要求 1 所述的装置，其中至少一个所述处理器适于分别识别所述第一数据和所述第二数据，所述第一数据表示形状指数在预定范围以内的所述内壁的特征，所述第二数据表示形状指数在预定范围以内的所述内壁的特征。

4. 根据权利要求 1 所述的装置，其中至少一个所述处理器适于识别表示在至少一个脊结构上相隔最远的点对的第一和第二数据。

5. 根据权利要求 1 所述的装置，还包括至少一个补偿装置，用于补偿所述第一和第二数据的形成之间的所述对象的有限运动。

6. 根据权利要求5所述的装置，其中至少一个所述补偿装置适于调整与多个所述可识别第一定位相对应的第三和/或第四数据，以便表示由所述第三和或第四数据所表示的多个所述第一定位的数据的平均位置值基本上相等。

7. 根据权利要求1所述的装置，其中至少一个所述处理器适于确定沿所述内壁、从所述或者每个所述第二定位到至少一个所述可识别第一定位的相应距离。

8. 根据权利要求7所述的装置，其中至少一个所述处理器适于在至少一个所述第三定位的相应预定距离以内识别相应的第四定位。

9. 一种成像装置，包括：至少一个成像设备，用于获取表示至少部分管状对象的第一和第二3D图像的数据；根据权利要求1所述的装置；以及至少一个显示装置，用于显示至少部分所述对象的所述第一和第二3D图像。

10. 一种由计算机系统使用的数据结构，用于对表示至少部分管状对象的第一和第二3D图像的数据进行关联，所述数据结构包括：

- 第一计算机代码，可执行以接收表示至少部分所述对象的所述第一3D图像的第一数据；
- 第二计算机代码，可执行以接收表示至少部分所述对象的所述第二3D图像的第二数据；
- 第三计算机代码，可执行以处理所述第一数据来提供第三数据，所述第三数据与在所述对象的内表面上的多个可识别第一定位的所述第一3D图像相对应；
- 第四计算机代码，可执行以处理所述第二数据来提供第四数据，所述第四数据基本上对应于所述多个可识别第一定位的所述第二3D图像；
- 第五计算机代码，可执行以处理所述第一和第二数据来提供第五数据，所述第五数据表示在所述第一3D图像中的至少一个预定第二定位相对于所述第一3D图像中的至少一个所述可识别第一定位的位置；以及
- 第六计算机代码，可执行以处理所述第二、第四和第五数据来提供第六数据以识别基本上与所述第一图像中的所述或者每个所述预定第二定位相对应的、所述第二3D图像中的相应第三定位，其中所

述第六数据基本上对应于由所述第五数据所表示的所述或者每个所述相关定位。

11. 根据权利要求 10 所述的数据结构, 还包括第七计算机代码, 可执行以将表示至少一个所述预定定位的所述第一数据与表示相应的所述第三定位的所述第二数据进行比较。

12. 根据权利要求 10 所述的数据结构, 其中可执行所述第三和第四计算机代码以分别识别所述第一数据和所述第二数据, 所述第一数据表示形状指数在预定范围以内的所述内壁的特征, 所述第二数据表示形状在预定范围以内的所述内壁的特征。

13. 根据权利要求 10 所述的数据结构, 其中可执行所述第三计算机代码以将至少部分所述结肠的第一和第三 3D 图像进行关联, 并且用以识别表示至少一个脊结构上相隔最远的点对的第一和第二数据。

14. 根据权利要求 10 所述的数据结构, 还包括第八计算机代码, 可执行以补偿所述第一和第二数据的形成之间的所述对象的有限运动。

15. 根据权利要求 14 所述的数据结构, 其中可执行所述第八计算机代码以调整与多个所述可识别第一定位相对应的所述第三和/或第四数据, 以便表示由所述第三和/或第四数据所表示的多个所述第一定位的数据的平均位置值基本上相等。

16. 根据权利要求 10 所述的数据结构, 其中可执行所述第五计算机代码以确定沿所述内壁、从所述/或者每个所述第二定位到至少一个所述可识别第一定位的相应距离。

17. 根据权利要求 16 所述的数据结构, 其中可执行所述第六计算机代码以识别在至少一个所述第三定位的相应预定距离以内的相应第四定位。

18. 一种将根据权利要求 10 所述的数据结构承载存储于其中的计算机可读介质。

19. 一种将表示至少部分管状对象的第一和第二 3D 图像的数据进行关联的方法, 所述方法包括:

接收表示至少部分所述对象的所述第一 3D 图像的第一数据;

接收表示至少部分所述对象的所述第二 3D 图像的第二数据;

处理所述第一数据来提供第三数据, 所述第三数据与在所述对象

的内表面上的多个可识别第一定位的所述第一 3D 图像相对应；

处理所述第二数据来提供第四数据，所述第四数据基本上对应于所述多个可识别第一定位的所述第二 3D 图像；

处理所述第一和第三数据来提供第五数据，所述第五数据表示所述第一 3D 图像中的至少一个预定第二定位相对于所述第一 3D 图像中的至少一个所述可识别第一定位的位置；以及

处理所述第二、第四和第五数据来提供第六数据以识别所述第二 3D 图像中、基本上对应于所述第一图像中的所述或者每个所述预定第二定位的相应第三定位，其中所述第六数据基本上对应于由所述第五数据所表示的所述或者每个所述相关定位。

20. 根据权利要求 19 所述的方法，还包括将所述第一数据与所述第二数据进行比较的步骤，其中所述第一数据表示至少一个所述第一预定第二定位，而所述第二数据表示各自相应的所述第三定位。

21. 根据权利要求 19 所述的方法，其中所述提供所述第三数据的步骤包括识别所述表示形状指数在预定范围之内的所述内壁的特征的第一数据；而提供所述第四数据的步骤包括识别所述表示形状指数在预定范围之内的所述内壁的特征的第二数据。

22. 根据权利要求 19 所述的方法，其中所述方法是将至少部分结肠的第一和第二 3D 图像进行关联的方法，并且还包括：识别表示在至少一个脊结构上相隔最远的点对的第一和第二数据。

23. 根据权利要求 19 所述的方法，还包括步骤：对所述第一和第二数据形成之间的所述对象的有限运动进行补偿的步骤。

24. 根据权利要求 23 所述的方法，其中所述补偿步骤包括：调整与多个所述可识别第一定位相对应的所述第三和/或第四数据，以便表示由所述第三和/或第四数据所表示的多个所述第一定位的数据的平均位置值基本上相等。

25. 根据权利要求 19 所述的方法，其中所述提供所述第五数据的步骤包括：确定沿所述内壁、从所述/或者每个所述第二定位到至少一个所述可识别第一定位的相应距离。

26. 根据权利要求 19 所述的方法，其中所述提供所述第六数据的步骤包括：识别在至少一个所述第三定位的相应预定距离以内的相应第四定位。

关联管状对象的第一和第二 3D 图像 的装置和方法

技术领域

本发明涉及用于关联管状对象的第一和第二 3D 图像的装置和方法，并且尤其但并不排他地涉及用于将处于俯卧和仰卧位置的结肠的扫描图像数据进行关联的装置和方法。本发明还涉及用于在这种装置中使用的计算机程序产品。

背景技术

通常，根据结肠的计算机断层摄影（CT）成像来对结肠相关疾病进行诊断。面临这种诊断的患者经历两次 CT 扫描，一次处于俯卧位置（即，面向下），而一次处于仰卧位置（即，面向上），这产生两个 CT 数据集。获取两次 CT 扫描的原因是为了消除结肠中残留液体会阻止获取部分结肠壁的图像数据的影响。然后，反射科医师将一个数据集的结果与其他数据集的结果进行关联。这个处理（称作配准（registration））具有耗时的缺点。

通过“关联”（也称作“配准”），这意味着这样的处理，即确定第一图像的哪个部分与第二图像的预定部分相对应。

已经提出了方法来自动配准在俯卧和仰卧方向中所执行的结肠扫描。这种方法通过根据扫描仪所获取的 2D 图像来建立结肠的 3D 模型来进行操作，这产生结肠的两个 3D 表示，一个用于俯卧位置而一个用于仰卧位置。然后，为两个 3D 结肠模型中的每个来计算中心线（也称作中轴），并且为两个中心线的每个选择和匹配多个参考点。在两个中心线上的其余点则通过在两个最接近的参考点之间的内插来匹配。

为了更详细地解释这种现有配准处理，在图 1 中示出了表示结肠的管状结构的两个扫描图像的示意性图示。该图像分别表示处于俯卧和仰卧方向的结肠。中心线方法为两个管状结构确定线 A1-B1 和线 A2-B2。基于这些线，现有的配准方法能够确定在左侧管状结构中的点 C1 与在右侧管状结构中的点 C2 相对应。

然而，现有技术不能在右手侧的管状结构中找到与左手侧结构的点 D1 相对应的点，而是仅仅能够确定在包含 D1 的圆上的所有点都映射到包含点 E2 的圆中的点之上。在实践中，这具有显著的缺点，如果病变位于结肠的一个扫描上的定位 D1 处，则反射科医师仍然需要完成检查包含点 E2 的整个圆的任务，以确定与定位 D1 处的病变相对应的病变。因而，这意味着将两次扫描结果进行关联仍然是一项耗时的操作，而且还妨碍自动进行此处理的任何尝试。

发明内容

本发明的一个目的是提供一种用于将表示管状对象的第一和第二 3D 图像的数据进行关联的改进处理。

根据本发明的一个方面，提供了一种用于将表示至少部分管状对象的第一和第二 3D 图像的数据进行关联的装置，所述装置包括：

- 至少一个第一输入，用于接收第一数据，所述第一数据表示至少部分所述对象的所述第一 3D 图像；
- 至少一个第二输入，用于接收第二数据，所述第二数据表示至少部分所述对象的所述第二 3D 图像；
- 至少一个处理器，连接到至少一个所述第一输入和至少一个所述第二输入，用于：

(i) 处理所述第一数据以提供第三数据，所述第三数据与在所述对象内表面上的多个可识别第一定位的所述第一 3D 图像相对应；

(ii) 处理所述第二数据以提供第四数据，所述第四数据基本上对应于所述多个可识别第一定位的所述第二 3D 图像；

(iii) 处理所述第一和第三数据以提供第五数据，所述第五数据表示所述第一 3D 图像中的至少一个预定第二定位相对于所述第一 3D 图像中的至少一个所述可识别第一定位的位置；以及

(iv) 处理所述第二、第四和第五数据来提供第六数据以识别在所述第二 3D 图像中相应的第三定位，其中所述第三定义基本上对应于所述第一图像中的所述或者每个所述预定第二位置，而所述第六数据基本上对应于由所述第五数据表示的所述或者每个所述相关定位。

这提供的优点在于，使得能够通过使用管状对象壁上的参考点来在第一和第二 3D 图像之间进行准确关联，其提供了比对象中轴上的

参考点更为准确的、在两个 3D 图像之间的关联。在管状对象为结肠的特定情况下，这提供的优点在于，反射科医师不需要检查在第二 3D 图像中的环形带以定位与第一 3D 图像中的点相对应的位置。

本装置可以进一步包括至少一个比较器装置，用于将表示至少一个所述预定第二定位的所述第一数据与表示与所述或者每个所述第二定位相对应的相应所述第三定位的所述第二数据进行比较。

至少一个所述处理器可适于分别识别所述第一数据和所述第二数据，其中所述第一数据表示形状指数在预定范围以内的所述内壁的特征，所述第二数据表示形状指数在预定范围以内的所述内壁的特征。

这提供的优点在于，使得能够自动识别管状对象的不规则形状部分以提供参考点。

至少一个所述处理器可适于识别表示在至少一个脊结构上的相隔最远点对的第一和第二数据。

在结肠成像的情况下，这提供的优点在于，由于在每个结肠褶皱（fold）上的相隔最远点定位在结肠带（teniae coli）上，这使得能够自动识别结肠带上、在结肠上纵向延伸的肌肉上的点以提供参考点集。

装置可以进一步包括至少一个补偿装置，用于补偿所述第一和第二数据的形成之间、所述对象的有限运动。

例如，在结肠成像的情况下，这提供的优点在于，使得能够在成像期间补偿患者的有限运动。

至少一个所述补偿装置可适于调整与多个所述可识别的第一定位相对应的第三和/或第四数据，以便表示由所述第三和/或第四数据所表示的多个所述第一定位的数据的平均位置值基本上相等。

例如，可以使在第一 3D 图像中的多个参考点的平均 X、Y 和/或 Z 坐标基本上等于第二 3D 图像中的那些值。

至少一个所述处理器可适于确定沿所述内壁、从所述或者每个所述第二定位到至少一个所述可识别第一定位的相应距离。

所述至少一个所述处理器可适于在至少一个所述第三定位的相应预定距离以内识别相应的第四定位。

根据本发明的另一方面，提供了一种成像装置，包括：至少一个

成像设备，用于获取表示至少部分管状对象的第一和第二 3D 图像的数据；如上所定义的装置；以及至少一个显示装置，用于显示至少部分所述对象的所述第一和第二 3D 图像。

根据本发明的另一方面，提供了一种由计算机系统使用的、用于将表示至少部分管状对象的第一和第二 3D 图像的数据进行关联的数据结构，该数据结构包括：

- 第一计算机代码，可执行以接收表示至少部分所述对象的所述第一 3D 图像的第一数据；
- 第二计算机代码，可执行以接收表示至少部分所述对象的所述第二 3D 图像的第二数据；
- 第三计算机代码，可执行以处理所述第一数据来提供第三数据，所述第三数据与在所述对象的内表面上的多个可识别第一定位的所述第一 3D 图像相对应；
- 第四计算机代码，可执行以处理所述第二数据来提供第四数据，所述第四数据基本上与所述多个可识别第一定位的所述第二 3D 图像相对应；
- 第五计算机代码，可执行以处理所述第一和第二数据来提供第五数据，所述第五数据表示所述第一 3D 图像中的至少一个预定第二定位相对于所述第一 3D 图像中的至少一个所述可识别第一定位的位置；以及
- 第六计算机代码，可执行以处理所述第二、第四和第五数据来提供第六数据以识别所述第二 3D 图像中的、基本上与所述第一图像中的所述或者每个所述预定第二定位相对应的相应第三定位，所述第六数据基本上对应于由所述第五数据所表示的所述或者每个所述相关定位。

所述数据结构可以进一步包括第七计算机代码，可执行以将表示至少一个所述预定定位的所述第一数据与表示相应所述第三定位的所述第二数据进行比较。

可执行所述第三和第四计算机代码以分别识别所述第一数据和所述第二数据，所述第一数据表示形状指数在预定范围以内的所述内壁的特征，所述第二数据表示形状指数在预定范围以内的所述内壁的特征。

可执行所述第三计算机代码以将至少部分所述结肠的第一和第三3D图像进行关联,并且识别表示至少一个脊结构上的相隔最远的点对的第一和第二数据。

所述数据结构可以进一步包括第八计算机代码,可执行以补偿在所述第一和第二数据的形成之间的所述对象的有限运动。

可执行所述第八计算机代码以调整与多个所述可识别第一定位相对应的所述第三和/或第四数据,以便表示由所述第三和/或第四数据所表示的多个所述第一定位的数据的平均位置值基本上相等。

可执行所述第五计算机代码以确定沿所述内壁、从所述/或者每个所述第二定位到至少一个所述可识别第一定位的相应距离。

可执行所述第六计算机代码以识别在至少一个所述第三定位的相应预定距离以内的相应第四定位。

根据本发明的另一方面,提供了一种将如上定义的数据结构存储于其中的计算机可读介质。

根据本发明的另一方面,提供了一种将表示至少部分管状对象的第一和第二3D图像的数据进行关联的方法,所述方法包括:

接收表示至少部分所述对象的所述第一3D图像的第一数据;

接收表示至少部分所述对象的所述第二3D图像的第二数据;

处理所述第一数据来提供第三数据,所述第三数据与在所述对象的内表面上的多个可识别第一定位的所述第一3D图像相对应;

处理所述第二数据来提供第四数据,所述第四数据基本上与所述多个可识别第一定位的所述第二3D图像相对应;

处理所述第一和第三数据来提供第五数据,所述第五数据表示所述第一3D图像中的至少一个预定第二定位相对于所述第一3D图像中的至少一个所述可识别第一定位的位置;以及

处理所述第二、第四和第五数据来提供第六数据以识别所述第二3D图像中、基本上与所述第一图像中的所述或者每个所述预定第二定位相对应的相应第三定位,其中所述第六数据基本上对应于由所述第五数据所表示的所述或者每个所述相关定位。

所述方法可以进一步包括将所述第一数据与所述第二定位进行比较的步骤,其中所述第一数据表示至少一个所述第一预定第二定位,而所述第二数据表示各自相应的所述第三定位。

所述提供所述第三数据的步骤可以包括识别所述第一数据, 所述第一数据表示形状指数在预定范围以内的所述内壁的特征; 而提供所述第四数据的步骤包括识别所述第二数据, 所述第二数据表示形状指数在预定范围以内的所述内壁的特征。

所述方法是将至少部分结肠的第一和第二 3D 图像进行关联的方法, 并且可进一步包括识别表示在至少一个脊结构上的相隔最远的点对的第一和第二数据。

所述方法可以进一步包括对所述第一和第二数据形成之间的所述对象的有限运动进行补偿的步骤。

所述补偿步骤可以包括调整与多个所述可识别第一定位相对应的所述第三和/或第四数据, 以便表示由所述第三和/或第四数据所表示的多个所述第一定位的数据的平均位置值基本上相等。

所述提供所述第五数据的步骤包括确定沿所述内壁、从所述/或者每个所述第二定位到至少一个所述可识别第一定位的相应距离。

所述提供所述第六数据的步骤包括识别在至少一个所述第三定位的相应预定距离以内的相应第四定位。

通过将所述第一和第二数据进行比较, 这提供了能够更快地检测诸如对不规则性的错误位置检测之类的错误结果的优点, 这由此使得能够更快地关联第一和第二 3D 图像。

附图说明

现在将参考附图以示例的方式而并且以任何限制的含义来描述本发明的优选实施方式, 在附图中:

图 1 是用于对表示处于俯卧和仰卧方向的结肠的管状对象的扫描图像进行配准的现有处理的示意性表示;

图 2 是具体实现本发明的计算机断层摄影 (CT) 结肠成像装置的示意性表示;

图 3 是与图 1 相对应的、说明本发明操作原理的扫描图像的示意性表示;

图 4 是示出由图 2 的装置执行的、用于在结肠的内表面上选择参考点的算法的流程图;

图 5 是示出由图 2 的装置执行的、用于将结肠的第一扫描的参考

点与第二扫描的参考点进行匹配的算法的流程图；以及

图 6 是示出由图 2 的装置执行的、用于将结肠的第一扫描中的任意点与第二扫描中的对应点进行匹配的算法的流程图。

具体实施例

参考图 2，用于形成患者 4 结肠的 3D 成像模型的计算机断层摄影（CT）扫描仪装置 2 具有 x 射线源 6 和检测器 8 阵列，他们成对布置在围绕支架 10 的通常圆形布置中。在图 2 中从侧面示出了该装置，作为结果只有一个源/检测器对是可见的。

先前已经由本领域技术人员熟悉的方法进行处理以便排空结肠并使结肠充满空气的患者 4 在平台 12 上支撑，该平台 12 可以在形成计算机 16 的一部分的控制单元 14 的控制下、通过适当的器件（未示出）来沿图 2 中箭头 A 的方向移动。控制单元 14 还控制源 6 和检测器 8 的操作，以便获取患者身体较薄断面的图像数据，并且由控制单元 14 同步患者 4 相对于支架 10 的移动，以建立患者身体要检查部分（在当前情况下是腹部）的图像序列。

经由输入线 18 将从检测器 8 获取的图像数据输入到计算机 16 中的处理器 20，而处理器根据沿输入线 18 输入的数据图像切片来为患者俯卧和仰卧位置二者建立患者结肠的 3D 模型。处理器 20 还将 3D 图像沿输出线 22 输出到适当的监视器 24。

参考图 3，其示出了在俯卧和仰卧位置所获取的患者结肠的 3D 图像的代表 S1、S2，成像装置 2 获取与沿结肠带 26 走向的点相对应的图像数据，即，在结肠的整个长度上走向的三个径向肌肉。尤其是参考图 4，其中描述了为每次扫描确定在结肠带 26 上的参考点的算法的操作。在步骤 S20，处理器接收图像数据，并在步骤 S22 确定与结肠的空气充满区域相对应的体素（voxel），这是因为借助于 CT 装置，检测空气比检测组织更容易。然后，在步骤 S24，通过确定结肠中临近表示空气的体素的那些体素、来确定对应于结肠壁的图像数据。

然后，在步骤 S26 通过以 2 mm 为量度来计算结肠壁体素的形状指数来确定表示结肠褶皱的图像数据，并且在步骤 S28 中，对应于脊结构上体素的选择、确定所选择的体素的形状指数是否处于 0.17 至 0.33 之间。如果所检测的形状指数处于 0.17 至 0.33 的范围以外，则

在步骤 S33 拒绝所选择的体素，然而如果体素处于期望的范围以内，则在步骤 S32 确定所选择的体素中的相连部件以提供数个对象。

在步骤 S34，确定每个对象是否具有少于 100 个体素，且在步骤 S36 拒绝具有少于 100 个体素的任何对象。具有 100 或者更多体素的剩余对象表示了轮廓通常为三角形的结肠褶皱的已扫描图像数据。对于每个褶皱，在步骤 S38 选择两个相隔最远的点，这些点是褶皱的末端。该末端定位在结肠带上，即通常沿结肠的径向延伸的三个肌肉上，作为其结果，在步骤 S38 所选择的点是结肠带上的点，并在步骤 S40 结束处理。

现在参考图 5，借助于所示的算法，将第一扫描 S1 中的参考点与第二扫描 S2 中的对应参考点相匹配。具体而言，在步骤 S50，为图 4 算法中所检测的每个参考点计算笛卡尔系统中的 X、Y 和 Z 坐标。在扫描仪中为了补偿患者的有限运动，在步骤 S52 调整参考点的 X 坐标，以便在第一扫描 S1 中参考点的 X 坐标的平均数等于在第二扫描 S2 中的参考点的 X 坐标的平均数。然后，在步骤 S54 和步骤 S56 中分别为 Y 和 Z 坐标执行与步骤 S52 中所执行操作相对应的操作。

对于第一扫描 S1 中的每个参考点，在步骤 S58 中定位在另一扫描 S2 中的最接近参考点，并在步骤 S60 为每个参考点确定是否存在一个或者多于一个的最接近参考点。如果在步骤 S60 确定在第一扫描中的点与第二扫描中的多于一个点相对应，则在步骤 S62 中拒绝第一扫描中的、离第二扫描中的点最远的点，并为下一参考点重复步骤 S60。通过以此方式丢弃一个或者多个参考点，这提供了对结肠褶皱的形状变化或者变平进行补偿的优点。然而，如果在第一扫描中的参考点仅仅与第二扫描中的一个参考点相对应，则在步骤 S64 中选择该参考点，并且在步骤 S66 中结束处理。以此方式，对于第一扫描图像 S1 中的任意给定点 M，借助于图 5 的算法可确定在结肠带 26 上的最接近参考点 MA、MB、MC。

然后，确定在第二扫描 S2 上与 MA、MB、MC 相对应的点 MA'、MB'、MC'（图 3），这些点位于曲线 32 上。如在图 6 中更详细地示出那样，以及如图 3 中所示那样，对于第一扫描中的结肠壁上的任意点 M，在步骤 S70 中确定借助于图 4 和图 5 的算法所检测的三个最接近参考点，如图 3 中所示，这些点是 MA、MB 和 MC。在步骤 S72

中，将沿结肠表面、从点 M 至 MA、MB 和 MC 的距离分别确定为距离 da、db 和 dc。

然后，在步骤 S74 确定分别与第一扫描中的点 MA、MB、MC 相对应的第二扫描中的参考点 MA'、MB'、MC'。在步骤 S76，为了考虑结肠褶皱形状的微小变化，对于每个点 MA'、MB'、MC'，在每个点周围分别定义一个补丁，该补丁包含在结肠壁上沿结肠壁的距离为 $da + 0.1 da$ 、 $db + 0.1 db$ 和 $dc + 0.1 dc$ 的点。最后，在步骤 S78，点 M 与在步骤 S76 中所定义的两个补丁的交叉所限定的区域中的任意点相匹配，并且在 S80 结束处理。

可以通过相对于三个径向肌肉对点进行匹配来相对于处于仰卧位置的扫描结果来检查处于俯卧位置的扫描结果。例如，这可通过由放射线技师在显示器 24 上观察两个分离的图像来实现，或者可以由处理器 20 自动执行。当结果彼此匹配的时候，向它们给出高权值分数以指示成像装置 2 做出错误检测的概率较小，而如果结果不匹配，则它们获得低权值分数。稍后，可以将这些分数可以与其他测量相结合以便确定结果是对应于真实的病变还是对应于错误的确定（例如由于在结肠中大便的出现而导致）。

另外，装置 2 可生成结肠的漫游式（fly-through）可视化，而且在监视器 24 上显示的一个或者两个图像可围绕其中轴旋转，以便在监视器 24 上，在每个扫描 S1 和 S2 上的两个参考肌肉 26 上的点相对于可视化窗口占据相同的位置。这可借助于处理器 20 或者借助于与监视器 24 相关联的额外处理器（未示出）来实现。这导致结肠的褶皱在可视化窗口中具有相同的方向、导致更为规则的模式，并因此使任何病变将在这个规则模式中显示为缺陷，并可以被更容易地检测。

本领域技术人员应该理解，仅通过示例方式而不是以任何限制的含意描述了上述实施方式，而且可能进行各种变化和修改且并不背离由所附权利要求书所限定的本发明的范围。例如，除了将第一和第二方向中结肠的 3D 图像进行关联之外，本发明还可用于将相同方向中随时间变化的 3D 图像进行关联以监视病变的发展，或者用于将测试对象的 3D 图像与标准或常规对象的 3D 图像进行关联。另外，本发明可用以关联其他任意管状生理结构（诸如气管、肺或食管或者动脉）的 3D 图像。

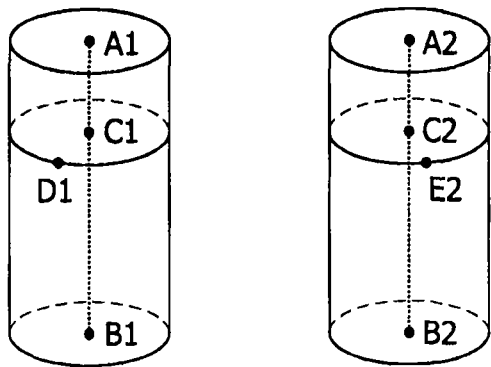


图 1
(现有技术)

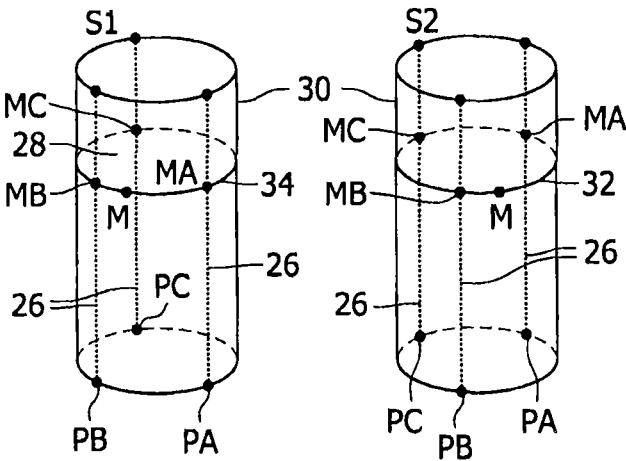


图 3

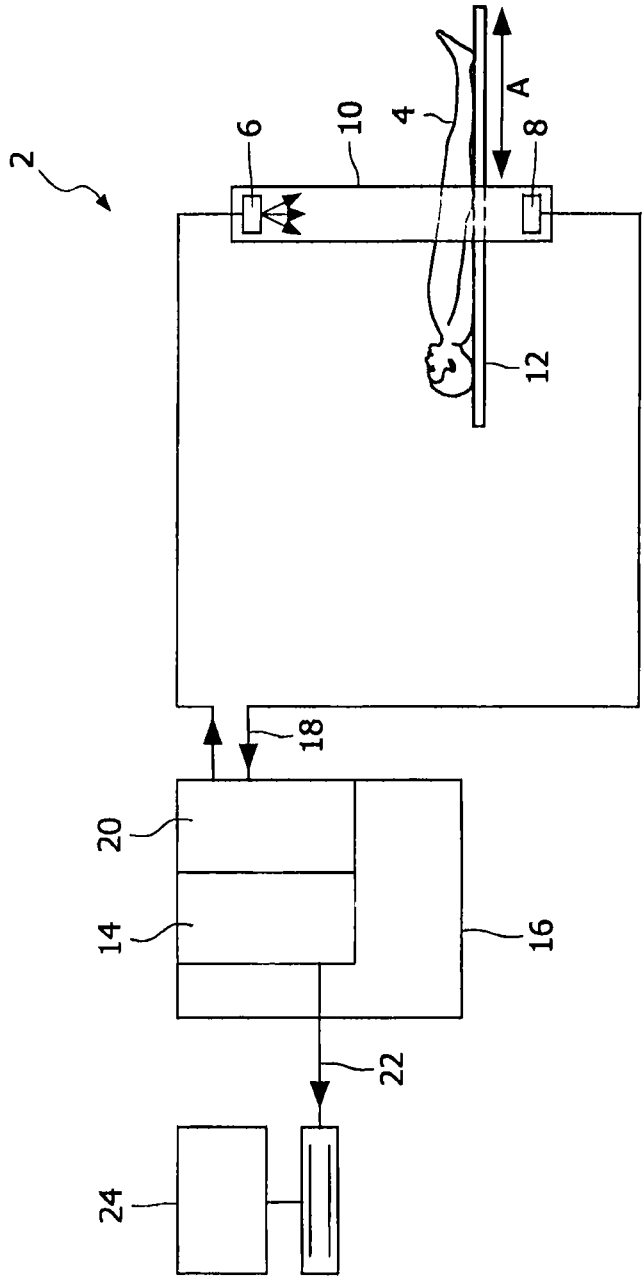


图 2

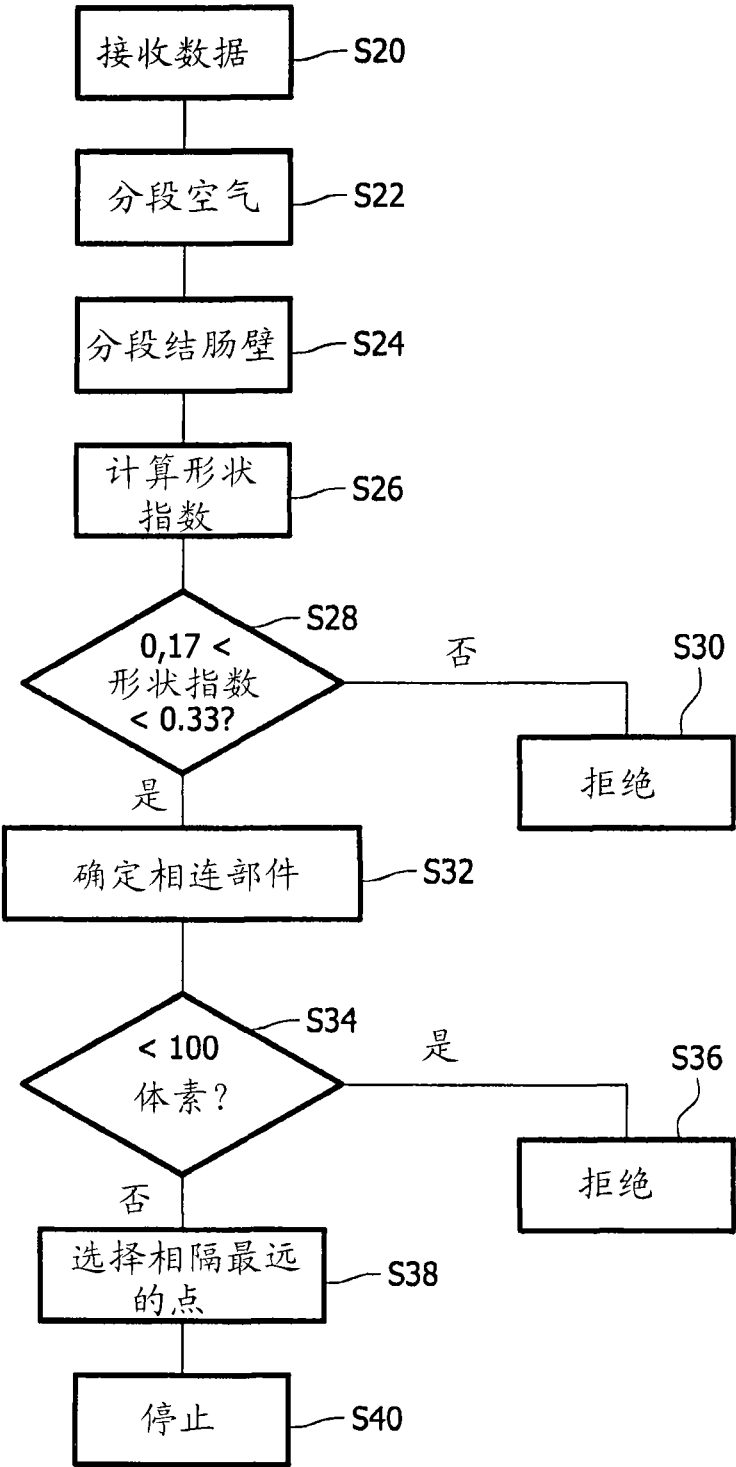


图 4

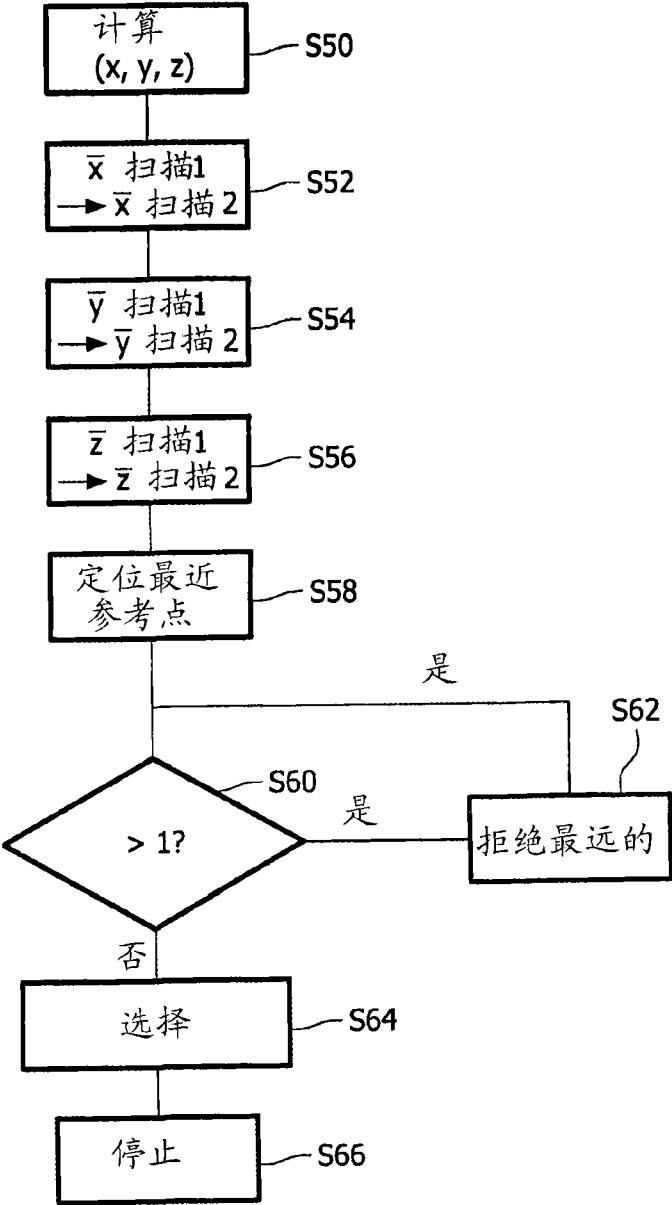


图 5

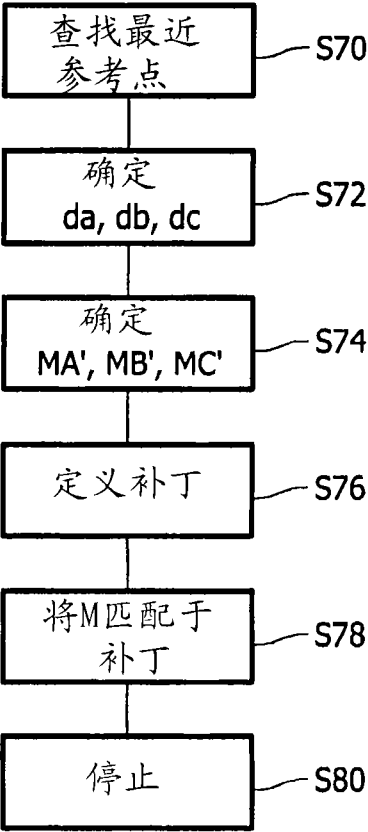


图 6