

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101842814 B

(45) 授权公告日 2013. 02. 13

(21) 申请号 200880114353. 7

(22) 申请日 2008. 10. 27

(30) 优先权数据

07119906. 1 2007. 11. 02 EP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 04. 30

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2008/054429 2008. 10. 27

(87) PCT申请的公布数据

W02009/057035 EN 2009. 05. 07

(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 C·P·菲瑟 H·L·T·德布里克

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51) Int. Cl.

G06T 19/00 (2011. 01)

(56) 对比文件

CN 1745396 A, 2006. 03. 08, 全文.

WO 98/11524 A1, 1998. 03. 19, 全文.

WO 00/41134 A1, 2000. 07. 13, 全文.

CN 1823349 A, 2006. 08. 23, 全文.

David S. Paik, et al.. Automated flight path planning for virtual endoscopy. 《Medical Physics》. 1998, 第 25 卷 (第 5 期), 629-637.

审查员 戴雷

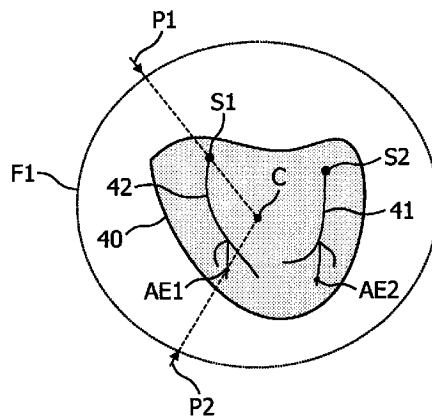
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 4 页

(54) 发明名称

自动影像运行路径计算

(57) 摘要

给出解剖体印象的体积绘制医学图像的影像变得越来越重要, 因为这种可视化接近真实。不过, 如果不是优选几何图元 (例如圆) 而是优选另一路径, 要构造这些影像是耗时的。此外, 实际上不可能再现相当复杂的、手工构造的运行路径。提出的装置重点放在整个心脏 MR 扫描的体积绘制影像上。通过从冠状动脉的分割数据自动导出运行路径解决了上述问题。还提供了一种方法、计算机可读介质和用途。



1. 一种用于处理包括对象的图像数据集的装置 (20), 所述装置包括:
 - 分割单元 (21), 其配置用于对所述对象执行图像分割,
 - 计算单元 (22), 其配置用于:
 - 计算限定所述对象的第一子对象的第一开始点 (31、S1) 的第一位置;
 - 计算限定所述第一子对象的第一终点 (32、E1、AE1) 的第二位置;
 - 计算限定所述图像数据集的中心点 (35、C) 的第三位置;
 - 通过利用所述中心点向投影表面上投射所述第一开始点来计算第一投影后开始点 (S1') ;
 - 通过利用所述中心点向投影表面上投射所述第一终点来计算第一投影后终点 (E1'、AE1') ; 以及
 - 计算所述第一投影后开始点和所述第一投影后终点之间的路径 (F1),
 - 影像创建单元 (23), 其配置用于计算沿所述路径的至少两个相继图像, 其中, 所述图像中的每个都具有由与所述路径和中心点的预定关系限定的投影平面。
2. 根据权利要求 1 所述的装置, 其中, 所述路径为闭环路径。
3. 根据权利要求 1 所述的装置, 其中, 所述路径位于包括所述对象的虚拟球面的表面上, 并且其中, 所述中心点是所述虚拟球面的中心点。
4. 根据权利要求 1 所述的装置, 其中, 所述计算单元 (22) 还配置用于计算位于所述第一开始点和所述第一终点之间的第一中间点 (I1), 并且其中, 所述计算单元配置用于:
 - 通过利用所述中心点向所述投影表面上投射所述第一中间点来计算投影后的中间点 (I1') , 以及
 - 计算所述第一投影后开始点和所述第一投影后终点之间经由所述投影后的中间点的路径 (F1)。
5. 根据权利要求 4 所述的装置, 其中, 所述第一中间点位于所述子对象的中线上。
6. 根据权利要求 4 所述的装置, 其中, 所述第一中间点位于所述第一开始点和所述第一终点之间的直线上。
7. 根据权利要求 1 所述的装置, 其中, 所述终点是经平均的终点。
8. 根据权利要求 1 所述的装置, 其中, 所述对象为心脏, 且所述第一子对象为冠状动脉。
9. 根据权利要求 1 所述的装置, 其中, 所述计算单元 (22) 还配置用于:
 - 计算限定所述对象的第二子对象的第二开始点 (33、S2) 的第一位置;
 - 计算限定所述第二子对象的第二终点 (34、E2、AE2) 的第二位置 ; 以及
 - 通过利用所述中心点向投影表面上投射所述第二开始点来计算第二投影后开始点 (S2') ,
 - 通过利用所述中心点向投影表面上投射所述第二终点来计算第二投影后终点 (E1' , AE1') ,
 - 计算所述第一投影后开始点、所述第一投影后终点、所述第二投影后开始点和所述第二投影后终点之间的路径 (F1)。
10. 根据权利要求 9 所述的装置, 其中, 利用所述第一开始点、所述第一终点、所述第二开始点和所述第二终点来计算所述中心点 (35)。

11. 根据权利要求 1 所述的装置,其中,对每个图像的所述投影平面进行取向,使得针对所述投影平面的点的法向矢量与所述中心点相交。

12. 根据权利要求 1 所述的装置,还包括输入单元 (24),其配置用于从用户接收关于优选运行路径的信息,并且其中,所述计算单元配置用于:

- 基于所述信息,计算与所述第一开始点 (31、S1、33、S2) 和第一终点 (32、E1、AE1、34、E2、A22) 相关的来自用户定义的运行路径中的至少一个额外点;以及

- 基于所述至少一个额外点相对于所述第一开始点和所述第一终点的位置的关系以及所述第一投影后开始点、第一投影后终点、中心点来计算路径。

13. 一种用于处理包括对象的图像数据集的方法,所述方法包括:

- 对所述对象执行 (51) 图像分割,

- 计算 (52) 限定所述对象的第一子对象的第一开始点 (31、S1) 的第一位置;

- 计算 (53) 限定所述第一子对象的第一终点 (32、E1、AE1) 的第二位置;

- 计算 (54) 限定所述图像数据集的中心点 (35、C) 的第三位置;

- 通过利用所述中心点向投影表面上投射所述第一开始点来计算 (55) 第一投影后开始点 (S1') ;

- 通过利用所述中心点向投影表面上投射所述第一终点来计算 (56) 第一投影后终点 (E1'、AE1') ;

- 计算 (57) 所述第一投影后开始点和所述第一投影后终点之间的路径 (F1),

- 计算 (58) 沿所述路径的至少两个相继图像,其中,所述图像中的每个都具有由与所述路径和中心点的预定关系限定的投影平面。

自动影像运行路径计算

技术领域

[0001] 本发明大体涉及医学成像领域。更具体而言,本发明涉及医学图像数据集中的自动影像运行路径 (fly-path) 计算。

背景技术

[0002] 给出解剖体印象的体绘制医学图像的影像变得越来越重要,因为这种可视化接近真实。

[0003] 在心脏成像中,希望能够在所采集的心脏图像数据集中对心脏的冠状动脉进行可视化,例如,以便检测心脏冠状动脉的缩窄。可以通过对患者心脏进行磁共振成像 (MRI) 扫描来获得心脏的图像数据集。一旦记录下扫描,在应用适当的分类和分割之后,例如,就可以将其可视化为体积绘制。通过选择体积绘制图像的相机的不同取向,可以得到形成影像的图像序列。

[0004] 心脏病专家们欢迎带冠状动脉的心脏的体绘制图像,因为在他们随后对患者进行手术时,这种类型的可视化非常近似于他们将看到的情况。检查冠状动脉的自然方式是从大动脉开始,向下移动,沿着血流方向逐一观察它们。

[0005] 目前实际不可能可再现地形成整个心脏扫描的相当的手制总览影像。用户选择特定的所谓关键图像。这些关键图像是相机运行路径上的图像。一旦用户选择了他喜欢的所有关键图像,通过对关键图像的几何特性进行内插来计算运行路径;这些几何特性是空间原点、空间取向和缩放因子。除了这些手工选择的关键图像之外,还有自动运行路径。然而,这些路径是简单的数学路径,例如对象周围的圆。影像的所有图像将具有同样的分类/不透明性。

[0006] 当前解决方案的缺点在于,如果不是优选诸如圆的几何图元而是优选另一路径,定义关键图像是耗时的。此外,实际上不可能可再现地定义相当复杂、手工构造的运行路径。

[0007] 因此,能够实现更高灵活性和成本效益的装置、方法、计算机可读介质和用途会是有利的。

发明内容

[0008] 因此,本发明优选地寻求单个或以任何组合的方式减轻、缓解或消除上述现有技术中的缺点和不足中的一种或多种,并通过提供根据所附专利权利要求的装置、方法、计算机可读介质和用途来至少解决上述问题。

[0009] 在本发明的一方面中,提供了一种用于处理包括对象的图像数据集的装置。该装置包括分割单元,其配置用于对所述对象执行图像分割;计算单元,其配置用于:计算限定所述对象的第一子对象的第一开始点的第一位置;计算限定所述第一子对象的第一终点的第二位置;计算限定所述图像数据集的中心点的第三位置;通过利用所述中心点向投影表面上投射所述第一开始点来计算第一投影后开始点;通过利用所述中心点向投影表面上投

射所述第一终点来计算第一投影后终点；以及计算所述第一投影后开始点和所述第一投影后终点之间的路径。所述装置还可以包括影像创建单元，其配置用于计算沿所述路径的至少两个相继图像，其中所述图像中的每个都具有由与所述路径和中心点的预定关系限定的投影平面。

[0010] 在本发明的另一方面中，提供了一种用于处理包括对象的图像数据集的方法。该方法包括：对所述对象执行图像分割；计算限定所述对象的第一子对象的第一开始点的第一位置；计算限定所述第一子对象的第一终点的第二位置；计算限定所述图像数据集的中心点的第三位置；通过利用所述中心点向投影表面上投射所述第一开始点来计算第一投影后开始点；通过利用所述中心点向投影表面上投射所述第一终点来计算第一投影后终点；计算所述第一投影后开始点和所述第一投影后终点之间的路径；以及计算沿所述路径的至少两个相继图像，其中所述图像中的每个都具有由与所述路径和中心点的预定关系限定的投影平面。

[0011] 在又一个实施例中，提供了一种其上包含有用于由处理器处理的计算机程序的计算机可读介质。该计算机程序包括：分割代码段，用于对图像数据集中包括的对象执行图像分割；计算代码段，配置用于：计算限定所述对象的第一子对象的第一开始点的第一位置；计算限定所述第一子对象的第一终点的第二位置；计算限定所述图像数据集的中心点的第三位置；通过利用所述中心点向投影表面上投射所述第一开始点来计算第一投影后开始点；通过利用所述中心点向投影表面上投射所述第一终点来计算第一投影后终点；以及计算所述第一投影后开始点和所述第一投影后终点之间的路径。该计算机程序还可以包括：影像创建代码段，其配置用于计算沿所述路径的至少两个相继图像，其中所述图像中的每个都具有由与所述路径和中心点的预定关系限定的投影平面。

[0012] 在本发明的一方面中，提供了将根据权利要求 1 所述的装置用于辅助对患者体内的解剖结构进行诊断或后续治疗或外科治疗的用途。

[0013] 提出的方法重点放在整个心脏 MR 扫描的体积绘制影像上。通过从冠状动脉的分割数据自动导出运行路径解决了上述问题。结果，可以计算出自然外观的运行路径。

附图说明

[0014] 参考附图，从本发明实施例的以下描述，本发明的这些和其他方面、特征和优点将能够显而易见且得到阐释，附图中：

[0015] 图 1 是示出了心脏的体绘制图像和相机的优选运行路径的图示；

[0016] 图 2 是示出了根据实施例的装置的方框图；

[0017] 图 3 是根据实施例在计算运行路径时使用的图像数据集中的分段子对象和点的图示；

[0018] 图 4 是示出了根据实施例的对象周围的运行路径的图示，

[0019] 图 5 是示出了根据实施例的方法的图示；以及

[0020] 图 6 是示出了根据实施例的计算机程序的图示。

具体实施方式

[0021] 图 1 图示了心脏的体绘制图像，其中根据现有技术体绘制图像的表面上描绘相

机的优选运行路径。

[0022] 下面将参考附图更详细地描述本发明的若干实施例,以便本领域的技术人员能够执行本发明。然而,本发明可以以很多不同形式实现,且不应被解释为限于这里阐述的实施例。相反,提供这些实施例以使本公开详尽和完整,并将向本领域的技术人员充分传达本发明的范围。实施例不限制本发明,但本发明仅受随附专利权利要求的限制。此外,附图所示特定实施例的详细描述中使用的术语并非意在限制本发明。

[0023] 以下描述集中在可应用于成像领域的本发明实施例,用于创建图像数据集中包括的对象的自动影像运行路径。

[0024] 根据一些实施例,本发明的主旨是提供一种装置和方法,以自动计算图像数据集中通过诸如心脏的对象的运行路径。

[0025] 在一些实施例中,构造所创建的运行路径影像,使其产生闭合的运行路径而没有任何不连续。本实施例的益处是可以反复地播放影像而没有讨厌的跳变。

[0026] 在实施例中,根据图 2,提供了一种装置 20。该装置包括分割单元 21,用于在诸如体积图像数据集的图像数据集中对诸如心脏的解剖结构中的诸如心脏冠状动脉的感兴趣对象执行分割。

[0027] 可以使用任何公知的图像分割技术来执行分割。根据对象类型或者例如,随着分割技术不断得到改进,装置中使用的特定分割技术可能随着时间变化。应当认识到,根据一些实施例,本发明不限于特定分割技术。

[0028] 该装置还可以包括计算单元 22,用于计算限定诸如第一冠状动脉的第一子对象的开始点 31 的第一位置。

[0029] 在一些实施例中,用户可以利用定点设备,例如鼠标,通过在图像数据集中点击来限定感兴趣子对象的开始点和终点或平均终点。通过应用例如最小代价算法 (minimum cost algorithm),可以找到连接这些点的动脉中线。另一种已知技术是点击一个点,即开始点,树状结构可以从开始点沿优选方向生长,获得具有侧分支的冠状动脉的中线。在两种情况下,都可以将用户在分割步骤中点击的开始点用作相机在运行路径上的开始位置。一旦找到中线,可以垂直于该中线应用环算法 (ring algorithm) 以在每个图像数据集中找到子对象,例如动脉的边界。因此,分割可以包含具有开始点和终点(或多个终点)的中线以及体元的集合,其描述了对象或子对象。

[0030] 相机的开始点与子对象的分割中线的投影后开始点相同,而与所使用的分割技术无关。

[0031] 计算单元也可以配置用于计算限定第一子对象的终点 32 的第二位置。

[0032] 此外,计算单元 22 可以配置用于计算限定第二子对象,例如第二冠状动脉的开始点 33 的第三位置。计算单元也可以配置用于计算限定第二子对象的终点 34 的第四位置。

[0033] 计算单元 22 还可以配置用于计算中间点,中间点例如位于开始点和终点之间的所述子对象的中线上。计算单元还可以例如利用已知的图像处理分割算法,沿着中线计算中间点的位置。

[0034] 计算单元也可以配置用于计算图像数据集的中心点。例如,可以计算中心点,使其位于分割对象的中心。

[0035] 基于计算出的中心点和计算出的点,即沿着子对象的开始点、中间点和终点,可以

计算相机运行路径。沿着运行路径的所有点都可以具有到中心点的已定义距离。

[0036] 如果子对象包括诸如树状结构的分裂结构,子对象将因此针对每个分支具有一个终点。例如,在子对象由于其分裂具有至少两个终点的冠状动脉时就是这种情况。在这种情况下,计算单元 22 配置用于针对每个子对象计算一个平均终点。因此,例如,可以通过计算从中心点到每个终点的矢量,随后对这些矢量求平均值从而可以计算出平均终点,来计算针对每个子对象的针对所有计算出的终点的一个平均终点。

[0037] 基于第一、第二、第三和第四位置,计算单元可以计算如图 3 所示的长轴 35 的大致方向,中心点可以位于长轴 35 上,在整个运行路径期间诸如虚拟相机的相机指向其上。

[0038] 在图 3 中,在分割的冠状动脉图像中图示了计算出的开始点和终点 31、32、33、34。还图示了计算出的点 36 和 37 之间的大致长轴,并且点 35 是该长轴的中间。点 31、32、33 和 34 是空间中的矢量。可以如下计算点 35:

$$[0039] \quad [36] = ([31]+[33])/2$$

$$[0040] \quad [37] = ([32]+[34])/2$$

$$[0041] \quad [35] = ([36]+[37])/2$$

[0042] 图 4 图示了对象 40 和两个子对象 41、42 周围的运行路径,在这种情况下,对象 40 是心脏,子对象代表心脏的两个冠状动脉。可以观察到针对每个子对象的开始点 S1、S2 和平均终点 AE1、AE2。C 表示中心点。P1 表示子对象 41 中始于中心点并通过开始点 S1 的矢量。P2 表示子对象 41 中始于中心点并通过终点 S2 的矢量。相机运行路径可以限定为在距中心点固定距离处。因此,可以将相机运行路径图示为位于虚拟球面的表面上,该虚拟球面的半径使得整个心脏都拟合 (fit) 在该虚拟球面之内。相机在该虚拟球面的表面上,始终指向中心点的方向。可以利用始于中心点的沿着针对子对象的每个点的矢量计算运行路径的点坐标。该矢量与虚拟球面的表面相交的坐标将是运行路径的点。因此,矢量 P1 与虚拟球面的表面相交的坐标将代表运行路径的开始点。类似地,矢量 P2 与虚拟球面的表面相交的坐标将代表运行路径的终点。通过这种方式可以计算运行路径 F1。因此,运行路径将是虚拟球面表面上的弧。

[0043] 在实施例中,计算单元配置用于向虚拟球面表面上投射每个开始点 S1、S2、终点 E1、E2 或平均终点 AE1、AE2,获得一组投影点 S1'、S2'、E1'、E2'、AE1'、AE2'。计算可以利用中心点作为参考,例如,利用从中心点开始经过每个计算出的点的矢量来计算投影点的坐标。在投影点的坐标已知时,可以将运行路径作为虚拟球面表面上的投影点之间的最短路径,即弧,来计算。通过这种方式,运行路径将包括若干段,其中每个段代表虚拟球面表面上两个投影点之间的弧。

[0044] 例如,可以提供 4 个段:

[0045] 1. 从冠状动脉 1 开始点 S1 到冠状动脉 1 终点 AE1

[0046] 2. 从冠状动脉 1 终点 AE1 到冠状动脉 2 开始点 S2

[0047] 3. 从冠状动脉 2 开始点 S2 到冠状动脉 2 终点 AE2;以及

[0048] 4. 从冠状动脉 2 终点 AE2 到冠状动脉 1 开始点 S1。

[0049] 于是获得的运行路径将构成闭环路径,因为除了最后的段之外,对于所有段而言,每个段的终点都是下一段的开始点,在最后的段中,终点是第一段的开始点。

[0050] 在实施例中,可以利用开始点 s1 和 s2 以及终点 e1 和 e2 计算中心点。可以利用

下式计算相机的焦点 f :

$$[0051] \quad f = (((s1+s2)/2)+((e1+e2)/2))/2$$

[0052] 焦点是虚拟球面的中心点。

[0053] 装置 20 还可以包括影像创建单元 23, 其配置用于循着计算出的运行路径创建图像序列, 构成运行路径影像。

[0054] 影像创建单元可以基于计算出的运行路径以及基于关于虚拟相机沿运行路径的取向的信息来计算所述图像序列的每个图像。

[0055] 可以通过绕三个正交轴的旋转在三维中限定虚拟相机的取向。在实施例中, 对相机平面取向, 使其指向中心点。这意味着对于相机平面上的任何点, 例如中点, 其法向矢量将与中心点相交。

[0056] 此外, 这意味着三个旋转轴中的两个由此通过这种关系得到充分限定。在实施例中, 可以计算剩余的旋转轴, 以相对于运行路径具有特定旋转关系。可以将这一剩余轴解释为描述取向的水平分量。对于每个段中的所有图像而言, 相机的“取向的水平分量”都是固定的, 但对于每个段, 相机具有不同的水平分量。由点 S、AE 和 C 确定的每个平面的法向矢量 n 限定在该特定段中相机取向的水平分量。可以将这一法向矢量解释为平行于水平方向。

[0057] 通过这种方式, 可以由水平方向的法向矢量和方向矢量充分限定取向, 方向矢量是由当前位置和焦点, 即中心点限定的。

[0058] 虚拟相机的取向可以使得子对象处于垂直位置, 且子对象中线的方向矢量平行于投影平面。对于沿中线的每个点, 可以由虚拟相机对图像配准。一旦虚拟相机到达第一子对象的终点 32, 就可以将其位置自动改变到诸如主动脉的第二子对象的开始点 33。

[0059] 虚拟相机可以循着第二子对象的中线。当到达第二子对象的终点 34 时, 影像创建单元可以基于沿中线 (一条或多条) 配准的图像中的每个创建闭合的飞越 (fly-by) 影像。因此, 运动创建单元配置用于基于沿中线拍摄的相继图像创建图像序列。影像创建单元 23 可以用第一子对象的终点对第二子对象的开始点 33 进行内插, 并用第一子对象的开始点 31 对第二子对象的终点进行内插, 以获得闭合的运行路径。

[0060] 可以由三个轴和原点来描述相机的几何性质, 其在数学上被写为矩阵以及描述缩放因子的范围 (extent)。例如, 虚拟球面上两个相机位置得到两个具有已知参数的矩阵。通过内插, 例如, 通过内插已知相机矩阵的参数, 可以计算针对沿运行路径的两个相机位置之间的每个相机位置的相机矩阵。

[0061] 在一些实施例中, 影像创建单元可以在始于开始图像、终于终止图像的取向中具有相等 δ (delta) 的每个弧段上计算 n 个图像。可以针对每个弧段重复这一操作。

[0062] 在一些实施例中, 连同子对象的开始点和终点以及中心点一起, 使用位于子对象开始点和终点之间, 例如沿着子对象中线的至少一个中间点 I1 来限定虚拟球面上的运行路径。可以与开始点或终点以同样的方式将中间点投射到虚拟球面表面上。因此, 所得的从投影后开始点 S1' 到投影后平均终点 AE' 1 的运行路径将包括两个弧段, 即从 S1' 到 I1' 和从 I1' 到 E1', 而不是直接从 S1' 到 AE1' 的一个弧。

[0063] 通过增加在计算运行路径时使用的中间点 I1、I2 等的量, 可能会感到所得的图像序列越来越摇晃。这种摇晃是由于诸如动脉的子对象不是一个完美的弧, 因此在相机从子对象的开始点行进到终点时, 这会导致相机取向变化增大。

[0064] 另一方面,由S、AE(和C)限定的最短弧可能不会将子对象保持在图像中间。因此,根据子对象的外观,可以选择若干中间点以将其包括在运行路径的计算中,以这种方式,使得所得图像序列不经历摇晃,同时,子对象尽可能靠近图像序列中每个图像的中间。

[0065] 在一些实施例中,在计算运行路径时可以使用位于开始点和终点之间相同距离处的一个中间点。

[0066] 在其他实施例中,在计算相机运行路径时,可以使用两个中间点,其例如位于从开始点到终点的1/3和2/3距离处的点。

[0067] 在其他实施例中,在计算相机运行路径时可以使用任意数量的中间点。

[0068] 因此,子对象的投影后开始点S1'和投影后平均终点AE1'之间的运行路径可以或者是由S1、AE1和C限定的完美弧,或者,通过计算子对象的n个中间点在虚拟球面上的投影,而由可以具有任何分辨率的子段构成。根据一些实施例,中间点可以位于子对象的开始点和终点之间的直线上。

[0069] 根据一些实施例,中间点可以位于两个不同子对象的任何开始点(一个或多个)和/或终点(一个或多个)之间的直线上。

[0070] 中间点可以位于子对象开始点和终点之间的直线上。于是,该直线可能与计算出的中线不同,其在虚拟球面上的投影可能给运行路径带来更平滑的特征。然后,影像创建单元可以创建影像,影像包括沿着内插线而不是以上实施例中提到的中线拍摄的配准的虚拟相机图像。由于让虚拟相机循着内插线的投影,因此任选地,例如动脉的子对象可能不再位于每个配准图像的中心,但与使用中线或沿中线的中间点作为虚拟相机运行路径的参考的实施例相比,所得的图像序列作为整体可能更平滑。

[0071] 在实施例中,装置20还包括输入单元24,配置用于从诸如放射科医师或心脏病专家的用户接收关于与自动计算的影像运行路径不同的优选运行路径的输入。计算单元可以配置用于计算分别与计算出的开始点31、33和终点32、34相关的来自用户定义的运行路径的额外的点。这些额外点位于用户定义的运行路径上。开始点、终点和额外点限定用户定义的运行路径。额外点不存储为绝对坐标值,而是存储为相对于计算出的开始点和终点位置的相对位置。

[0072] 在一些实施例中,计算单元可以利用计算出的额外点来计算从标准运行路径偏离的运行路径。对于每位新患者,运行路径将基于计算出的开始点31、33和终点32、34以及从额外点计算出的点。然后,影像创建单元23利用由虚拟相机沿经修改的标准运行路径构成的线配准的图像来创建影像。

[0073] 在一些实施例中,分割单元21、计算单元22、影像创建单元23或输入单元24可以包含在一个集成体,例如一个单元中。

[0074] 在根据图5的实施例中,提供了一种处理包括对象的图像数据集的方法。该方法包括对所述对象执行51图像分割。该方法还可以包括计算52限定所述对象的第一子对象的第一开始点31、S1的第一位置。该方法还可以包括计算53限定所述第一子对象的第一终点32、E1、AE1的第二位置。该方法还可以包括计算54限定所述图像数据集的中心点35、C的第三位置,该第三位置。该方法还可以包括通过利用所述中心点向投影表面上投射所述第一开始点来计算55第一投影后开始点S1'。该方法还可以包括通过利用所述中心点向投影表面上投射所述第一终点来计算56第一投影后终点E1'、AE1'。该方法还可以

包括计算 57 所述第一投影后开始点和所述第一投影后终点之间的路径 F1。该方法还可以包括计算 58 沿所述路径的至少两个相继图像,其中所述图像中的每个都具有由与所述路径和中心点的预定关系限定的投影平面。

[0075] 在根据图 6 的实施例中,提供了一种其上包含有由处理器处理的计算机程序的计算机可读介质。该计算机程序包括分割代码段 61 和计算代码段 62,分割代码段 61 配置用于对图像数据集中包括的对象执行图像分割,计算代码段 62 配置用于计算限定所述对象的第一子对象的第一开始点 31、S1 的第一位置。计算代码段还可以配置用于计算限定所述第一子对象的第一终点 32、E1、AE1 的第二位置以及限定所述图像数据集的中心点 35、C 的第三位置。计算代码段还可以配置用于通过利用所述中心点向投影表面上投射所述第一开始点来计算第一投影后开始点 S1',利用所述中心点向投影表面上投射所述第一终点来计算第一投影后终点 AE1'。计算代码段还可以配置用于计算所述第一投影后开始点和第一投影后终点之间的路径 F1。计算机程序还可以包括影像创建代码段 63,配置用于计算沿所述路径的至少两个相继的图像,其中所述图像的每个具有由与所述路径和中心点的预定关系限定的投影平面。

[0076] 在实施例中,提供了用于辅助对患者体内的解剖结构进行诊断或后续治疗或手术治疗的装置、方法或计算机程序的用途。

[0077] 根据本发明的上述实施例的应用和用途多种多样,包括希望对包括例如心脏数据的体积绘制图像进行影像创建的所有应用。

[0078] 分割单元、计算单元、运动创建单元可以是常规用于执行所涉及任务的任何单元,例如硬件,如具有存储器的处理器。处理器可以是各种处理器中的任何处理器,例如 Intel 或 AMD 处理器、CPU、微处理器、可编程智能计算机 (PIC) 微控制器、数字信号处理器 (DSP) 等。不过,本发明的范围不限于这些具体处理器。存储器可以是任何能够存储信息的存储器,例如随机存取存储器 (RAM),如双密度 RAM (DDR,DDR2)、单密度 RAM (SDRAM)、静态 RAM (SRAM)、动态 RAM (DRAM)、视频 RAM (VRAM) 等。存储器也可以是闪速存储器,例如 USB、紧凑闪存、智能媒介 (SmartMedia)、MMC 存储器、存储棒、SD 卡、MiniSD、MicroSD、xD 卡、TransFlash 和 MicroDrive 存储器等。然而,本发明的范围不限于这些具体存储器。

[0079] 在实施例中,该装置包括在医疗工作站或医疗系统中,例如包括在计算机断层摄影 (CT) 系统、磁共振成像 (MRI) 系统或超声成像 (US) 系统。

[0080] 在实施例中,计算机可读介质包括代码段,所述代码段在由具有计算机处理特性的装置运行时,用于执行在一些实施例中定义的所有方法步骤或装置功能。

[0081] 可以用包括硬件、软件、固件或其任意组合的任何适当形式实施本发明。然而,优选地,将本发明实现为运行于一个或多个数据处理器和 / 或数字信号处理器上的计算机软件。可以通过以任何适当方式在物理上、功能上和逻辑上实现本发明实施例的元件和部件。实际上,可以将功能实现在单个单元、多个单元中或作为其他功能单元的一部分。这样一来,本发明可以在单个单元中实现,或者本发明可以物理地和功能地分布在不同单元和处理器之间。

[0082] 尽管上文已经参考具体实施例描述了本发明,但并非意在将其限制于这里阐述的具体形式。相反,本发明仅受随附权利要求的限制,在随附权利要求的范围之内,除上述具体实施例之外的其他实施例同样是可能的。

[0083] 在权利要求中,术语“包括/包含”不排除存在其他元件或步骤。此外,尽管是逐一列出的,但可以由例如单个单元或处理器实现多个模块、元件或方法步骤。此外,尽管各个特征可以包括在不同的权利要求中,但这些特征可以有利地组合,并且包括在不同权利要求中并不意味着特征的组合不可行和/或有利。此外,单数指称不排除复数。术语“一”、“一个”、“第一”、“第二”等不排除多个。权利要求中的附图标记仅仅是作为解释性范例提供的,不应被视为以任何方式限制权利要求的范围。

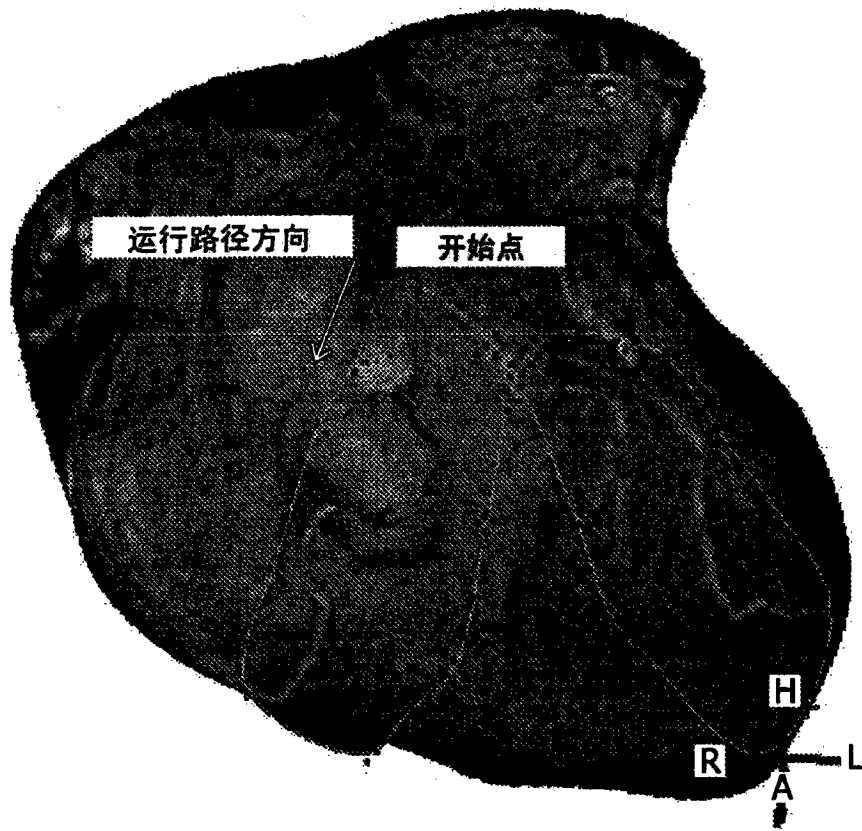


图 1

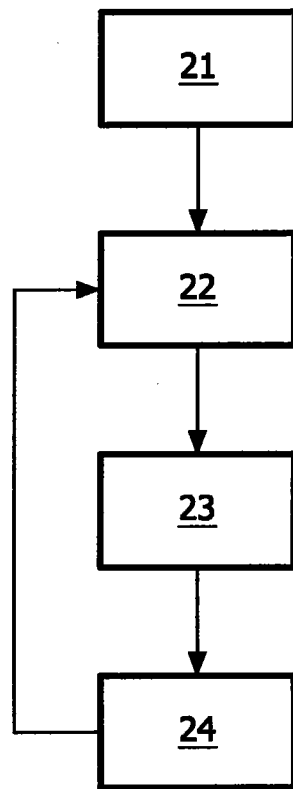


图 2

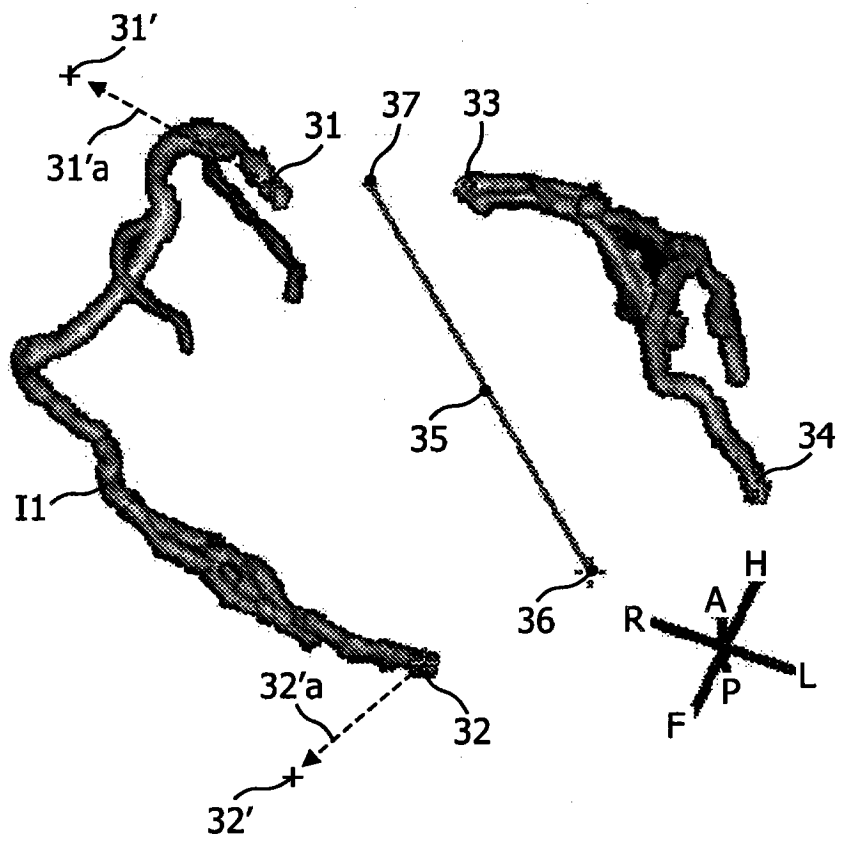


图 3

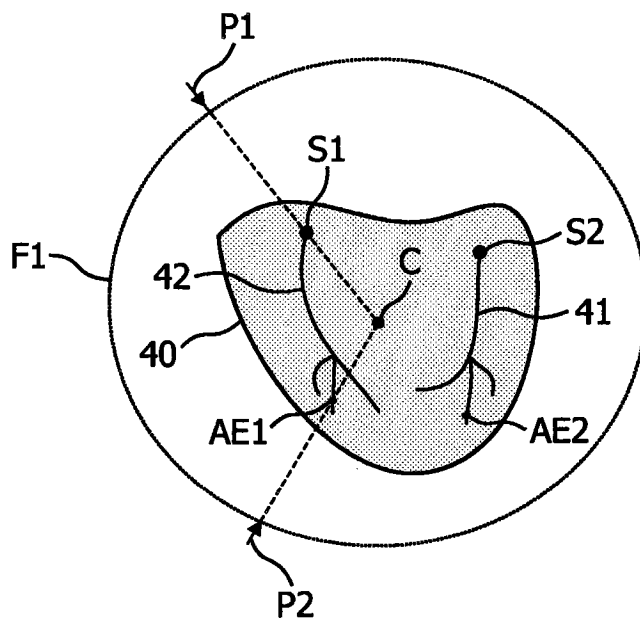


图 4

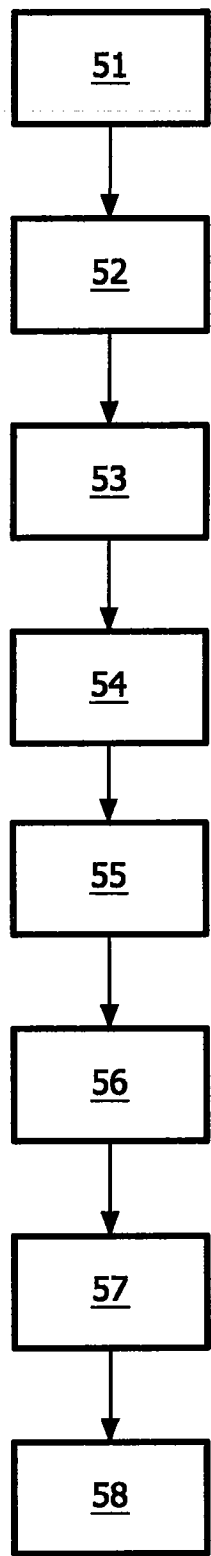


图 5

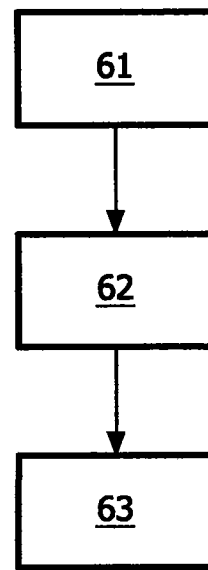


图 6