



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101002205 B

(45) 授权公告日 2010. 12. 08

(21) 申请号 200580011327. 8

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2005. 04. 11

G06F 19/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

04101579. 3 2004. 04. 16 EP

(56) 对比文件

(85) PCT申请进入国家阶段日

2006. 10. 16

US 6610013 B1, 2003. 08. 26, 说明书第 3 栏  
第 28 行至第 9 栏第 45 行、附图 1-8.

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2005/051186 2005. 04. 11

同上.

(87) PCT申请的公布数据

W02005/101277 EN 2005. 10. 27

DING MINGYUE 等 . A real-time  
biopsy needle segmentation technique  
using Hough Transform. MEDICAL PHYSICS 30  
8. 2003, 30(8), 2222-2233.

审查员 王静

(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 K·埃克 A·格罗特 G·基菲尔  
H·勒曼 J·布雷德诺 J·维泽

(74) 专利代理机构 中国专利代理 (香港) 有限公  
司 72001

代理人 程天正 王勇

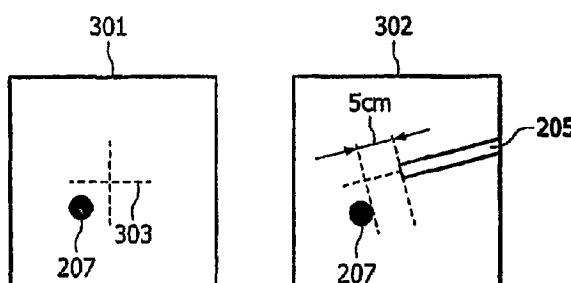
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 2 页

(54) 发明名称

数据集可视化

(57) 摘要

在实时三维成像中, 可视化方法和取向的选择对于介入成功而言是至关紧要的。关键的问题是忽略什么内容以及在实时应用中显示什么内容, 其中用户控制是不适当的。本发明通过可视化对于感兴趣对象的介入 (由用户引起) 来解决该问题, 而无需用户的交互式输入。有利地, 根据本发明的一个示例性实施例, 用于可视化程序的参数在数据获取期间被自动选择, 从而允许高效地跟踪所述结构关于感兴趣对象的实际取向和相对位置。



1. 可视化多维数据集的方法,该方法包括以下步骤:对于该数据集中的结构执行分段;以及对于该数据集执行可视化;其中,所述可视化的投影方向是基于该结构而被确定的,

其中该方法进一步包括以下步骤:改变由所述数据集的所述可视化产生的图像中的渲染方法,并且其中所述渲染方法的改变导致不均匀的图像质量,并且

其中所述渲染方法的改变包括所述图像中的采样速率的改变,并且其中所述渲染方法的改变是基于可视化参数来执行的。

2. 根据权利要求1的方法,其中所述可视化是基于可视化参数而被执行的,所述可视化参数包括投影方向;其中所述可视化参数是基于所述分段和对所述数据集的低级别分析二者的至少其中之一来确定的;并且其中所述可视化参数是从包括以下各项的组中选择的:所述结构的相对位置、相对于该结构的方向、该结构与感兴趣对象之间的距离、运动估计和运动补偿。

3. 根据权利要求1的方法,其中所述结构是活组织检查针和内窥镜探针当中的一种;其中所述数据集的第一投影是在该结构的纵轴方向上执行的,从而产生其图像表面区域垂直于该纵轴方向的第一图像;并且其中该数据集的第二投影是在垂直于该结构的纵轴的方向上执行的,从而产生包括该结构的第二图像。

4. 根据权利要求3的方法,其中,至少其中一个所述可视化参数在所述数据集的可视化期间被显示。

5. 根据权利要求1的方法,其中,所述分段是基于Hough变换和确定有源定位器二者的其中之一来执行的。

6. 根据权利要求1的方法,其中,所述数据集是通过超声成像系统、CT成像系统和MR成像系统的其中一个来获取的。

7. 一种用于可视化多维数据集的图像处理设备,该图像处理设备包括:用于存储该数据集的存储器;适用于执行下述操作的图像处理器:加载该数据集;对该数据集中的结构执行分段;以及执行该数据集的可视化;其中所述可视化的投影方向是基于该结构来确定的,

其中改变由所述数据集的所述可视化产生的图像中的渲染方法,并且其中所述渲染方法的改变导致不均匀的图像质量,并且

其中所述渲染方法的改变包括所述图像中的采样速率的改变,并且其中所述渲染方法的改变是基于可视化参数来执行的。

8. 根据权利要求7的图像处理设备,其中所述结构是活组织检查针;其中所述可视化是基于可视化参数来执行的;其中所述可视化参数是基于所述分段和对所述数据集的低级别分析二者的至少其中之一来确定的;并且其中所述可视化参数是从包括以下各项的组中选择的:该结构的相对位置、相对于该结构的方向、该结构与感兴趣对象之间的距离以及运动估计,其中该数据集的第一投影是在该活组织检查针的纵轴方向上执行的,从而产生其图像表面区域垂直于该纵轴方向的第一图像;并且其中该数据集的第二投影是在垂直于该活组织检查针的纵轴的方向上执行的,从而产生包括该活组织检查针的第二图像。

9. 一种成像系统,包括:用于存储多维数据集的存储器;适用于执行该数据集的可视化的图像处理器,其中该图像处理器适用于执行下述操作:

加载该数据集；对该数据集中的结构执行分段；以及执行该数据集的可视化；其中所述可视化的投影方向是基于该结构来确定的，

其中改变由所述数据集的所述可视化产生的图像中的渲染方法，并且其中所述渲染方法的改变导致不均匀的图像质量，并且

其中所述渲染方法的改变包括所述图像中的采样速率的改变，并且其中所述渲染方法的改变是基于可视化参数来执行的。

10. 根据权利要求 9 的成像系统，其中所述结构是活组织检查针；其中所述可视化是基于可视化参数来执行的；其中所述可视化参数是基于所述分段和对所述数据集的低级别分析二者的至少其中之一来确定的；并且其中所述可视化参数是从包括以下各项的组中选择的：该结构的相对位置、相对于该结构的方向、该结构与感兴趣对象之间的距离以及运动估计，其中该数据集的第一投影是在该活组织检查针的纵轴方向上执行的，从而产生其图像表面区域垂直于该纵轴方向的第一图像；并且其中该数据集的第二投影是在垂直于该活组织检查针的纵轴的方向上执行的，从而产生包括该活组织检查针的第二图像。

11. 根据权利要求 9 的成像系统，其中，该成像系统是 MR 成像系统、CT 成像系统和超声成像系统的其中之一。

## 数据集可视化

[0001] 本发明涉及数字成像领域。特别地，本发明涉及一种多维数据集的可视化方法、一种图像处理设备、成像系统以及一种用于执行多维数据集的可视化的计算机程序。

[0002] 内窥镜检查和活组织检查两者都是医疗诊断中的重要技术。通常只能通过视觉检查活体内部或者通过从活体内部取出组织探针来确定症状的起源或者疾病早期阶段的征兆。每年都有成千上万的内窥镜程序被执行。光学内窥镜检查是用于检查人体内部的中空器官或腔体的医疗程序。这通常是一个痛苦的程序，其中内窥镜通过固有的孔或者通过小切口被插入到病人体内。

[0003] 在这种检查期间，可以执行以诊断治疗为目的的医疗程序，该程序通过将医疗设备插入病人体内并且同时借助于超声成像系统监视该医疗设备的运动来取出感兴趣对象的样本（例如特定内部器官的组织）。在这种实时三维成像中，可视化方法和取向的选择对于所述介入性程序的成功来说是至关紧要的。与非实时的任务相比（非实时任务中的体积可以在检查模式下被反复显示），在实时任务中只有一次机会以最有效的方式显示该体积。

[0004] 由于大量的三维信息必须以二维方式被显示在屏幕上，因此体积显示是一项具有挑战性的任务。三维数据的所有可视化方法都忽略了大量所获取的信息。例如，由于表面阴影（surface shading），在显示在屏幕上的图像中隐藏了许多图像体素。类似地，对于最大强度投影，只有一个体素的影响被显示在每一条投影射线上。

[0005] 所出现的一个问题是忽略什么内容以及在实时应用中显示什么内容，这是由于用户控制可能无法实现或者可能给用户施加不适当的负担，而医师正全神贯注于操作他的介入性设备。

[0006] 本发明的一个目的是提供改进的多维数据集的可视化。

[0007] 根据权利要求 1 中阐明的本发明的一个示例性实施例，上述目的可以通过一种可视化多维数据集的方法来解决，其中该方法包括以下步骤：执行对于该数据集中的结构的分段，以及执行对于该数据集的可视化，其中该可视化的投影方向是基于该结构而确定的。

[0008] 换句话说，数据集中的结构可以通过分段程序而被标识，根据已分段的结构，图像切片或者数据集的投影被可视化，其中在该数据集内的投影位置与该结构有关。

[0009] 有利地，根据本发明的该示例性实施例，可能允许自动选择所述可视化程序的参数，从而改进可视化。

[0010] 根据权利要求 2 中阐明的本发明的另一个示例性实施例，所述可视化是基于可视化参数而被执行的，所述可视化参数包括关于投影方向的信息，并且是基于对于该数据集中的结构的分段和对于该数据集的低级别分析二者的至少其中一个来确定的。此外，所述可视化参数是从包括以下各项的组中选择的：所述结构的相对位置，相对于该结构的方向，该结构与感兴趣对象之间的距离，运动估计，以及运动补偿。

[0011] 有利地，根据本发明的该示例性实施例，图像切片可以在相对于所述结构的特定方向上被可视化，并且例如与该结构相距特定的距离。此外，根据本发明的该示例性实施例，所述多维数据集包括与运动估计或补偿相关的数据，例如心电图（ECG）数据。例如，这种附加数据可以被用于数据集的运动补偿可视化。

[0012] 根据权利要求 3 中阐明的本发明的另一个示例性实施例，所述结构是活组织检查针和内窥镜探针的其中一种，其中，该数据集的第一投影在该结构的纵轴方向上执行，从而产生其图像表面区域垂直于该纵轴方向的第一图像。此外，该数据集的第二投影在垂直于该结构的纵轴的方向上执行，从而产生包括该结构的第二图像。

[0013] 有利地，根据本发明的该示例性实施例，可以提供可视化活组织检查针的检视方向的第一图像切片以及可视化该活组织检查针本身和包括该活组织检查针的平面上的数据的第二图像切片。这允许有效地可视化所需的信息，以便成功且快速地执行活组织检查或内窥镜检查。

[0014] 根据权利要求 4 中阐明的本发明的另一个示例性实施例，至少其中一个可视化参数在数据集的可视化期间被显示。

[0015] 有利地，可以为操作活组织检查针或内窥镜的医师提供重要的信息，例如所述结构关于感兴趣对象的相对位置。

[0016] 根据权利要求 5 中阐明的本发明的另一个示例性实施例，该方法进一步包括以下步骤：改变由数据集可视化产生的图像的渲染方法，其中所述渲染方法的改变导致图像质量不均匀。此外，根据权利要求 6 中阐明的本发明的一个示例性实施例，所述渲染方法的改变包括图像中的采样速率的改变，并且所述渲染方法的改变是基于所述可视化参数来执行的。

[0017] 有利地，根据权利要求 5 和 6 中阐明的本发明的示例性实施例，可以允许在图像切片的中心（活组织检查针所指向的位置）具有最高图像质量，同时在图像切片的边缘（用户对之不是很感兴趣）具有降低的图像质量。有利地，这样降低了计算成本。

[0018] 根据权利要求 7 中阐明的本发明的另一个示例性实施例，所述分段是基于 Hough 变换和确定有源定位器二者的其中一个来执行的。

[0019] 这样可以允许对所述结构进行有效且可靠的分段。

[0020] 根据权利要求 8 中阐明的本发明的另一个示例性实施例，所述数据集是通过超声成像系统、CT 成像系统和 MR 成像系统来获取的。

[0021] 根据权利要求 9 中阐明的本发明的另一个示例性实施例，提供了一种用于可视化多维数据集的图像处理设备，其包括用于存储该数据集的存储器和适用于执行下述操作的图像处理器：加载该数据集；对该数据集中的结构执行分段；以及执行对于该数据集的可视化。所述可视化的投影方向是基于该结构来确定的。

[0022] 有利地，这样实现了改进的可视化。

[0023] 在权利要求 10 中阐明了该图像处理设备的另一个示例性实施例。

[0024] 本发明还涉及包括用于存储多维数据集的存储器和适用于执行数据集可视化的图像处理器的成像系统。根据本发明的一个方面，该成像系统是 MR 成像系统、CT 成像系统和超声成像系统的其中一个。在权利要求 11 到 13 中阐明了根据本发明的成像系统。

[0025] 有利地，这样允许改进对于由 CT 成像系统、MR 成像系统或超声成像系统获取的多维数据集的可视化。

[0026] 本发明还涉及一种计算机程序，其可以在诸如图像处理器的处理器上执行。例如，这种计算机程序可以是 CT 扫描器系统、MR 扫描器系统或超声成像系统的一部分。根据本发明的一个示例性实施例，所述计算机程序在权利要求 14 中被阐明。这些计算机程序可以

优选地被加载到图像处理器或通用计算机的工作存储器中。从而，所述图像处理器被配置成执行本发明的方法的示例性实施例。所述计算机程序可以被存储在计算机可读介质（例如 CD-ROM）上。所述计算机程序还可以通过网络（例如万维网）提供，并且可以从这种网络被下载到图像处理器的工作存储器中。根据本发明的该示例性实施例的计算机程序可以使用任何适当的程序设计语言来编写，例如 C++。

[0027] 可以看出，作为本发明的一个示例性实施例的主旨，对于感兴趣对象的介入（由用户引起）被可视化，而无需用户（可以是医师）的交互式输入。事实上，用于可视化程序的参数（例如检视方向）可以在数据获取期间被自动选择，从而允许高效地跟踪结构关于感兴趣对象的实际取向和相对位置，其中所述结构例如是活组织检查针，所述感兴趣对象例如是病人腹部内的囊肿或者病人子宫内的赘生物。

[0028] 通过对下面描述的实施例的说明，本发明的这些和其他方面将变得显而易见。

[0029] 下面将参照附图描述本发明的示例性实施例：

[0030] 图 1 示出了根据本发明的磁共振 (MR) 成像系统的一个实施例的简化示意图。

[0031] 图 2 示出了根据本发明的一个示例性实施例的由超声成像系统可视化的介入性活组织检查的示意图。

[0032] 图 3 示出了根据本发明的方法可视化的投影的示意图。

[0033] 图 4 示出了根据本发明的可视化多维数据集的方法的一个示例性实施例的流程图。

[0034] 图 5 示出了用于执行根据本发明的方法的一个示例性实施例的根据本发明的图像处理设备的一个示例性实施例。

[0035] 图 1 示出了根据本发明的 MR 成像系统的本发明的一个示例性实施例。参考该示例性实施例以及图 2 中所描述的实施例（超声成像系统），下面将描述本发明在医疗成像方面的应用。然而，应当指出，本发明并不限于医疗成像方面的应用，而是可以使用在其他应用中。例如，在行李或其他工业应用（例如材料测试）方面，在用于检测诸如爆炸物的危险材料的行李检查应用中，可以有任何其他形式的最小侵入性程序。

[0036] 该 MR 扫描器系统包括沿轴 218 设置并且围绕检查空间 217 的线圈 210，将要被检查的病人 215 或者必须从中取出组织探针的病人 215 被定位在该检查空间 217 中。有利地，病人躺在移动台床或者传送带 216 上，传送带 216 被安置在检查空间 217 的下部。围绕该检查空间 217 的线圈 210 的系统包括 HF 线圈 219、包括内线圈 213 和有源屏蔽线圈或屏蔽 212 的梯度线圈的有源屏蔽配置以及低温保持器 211，其中所述线圈配置是为了在产生磁场期间降温。梯度线圈 213、212 可以被连接到梯度放大器 220。

[0037] 此外，该 MR 扫描器或成像系统可以在计算单元（图 1 中未示出）中包括电动机控制单元，其具有用于移动传送带 216 的对应的电动机。

[0038] 该计算单元可以由集成到图像处理设备中的图像处理器来实现，该图像处理设备具有用于存储数据集的存储器并且还适用于根据本发明的方法的示例性实施例来执行数据集的可视化。根据本发明的一个方面的数据处理器或图像处理器适于加载该数据集，以便执行对于该数据集中的结构的分段。此外，该数据处理器适于执行数据集的可视化，其中所述可视化的投影方向是根据该结构被确定的。

[0039] 此外，该计算单元可以连接到扬声器（图 1 中未示出），以便例如自动地输出警报。

[0040] 图 2 示出了根据本发明的一个示例性实施例的由超声成像系统可视化的介入性活组织检查。为了从腹腔 206 取得组织样本,活组织检查针 205 通过小切口 208 被插入到病人体内。活组织检查针 205 可以由操作装置 201 操作,以便从腹腔壁切取组织探针 207。根据本发明的一个示例性实施例,为了跟踪活组织检查针 205 的运动及其关于感兴趣对象 207 的相对位置,可以采用超声成像系统 202。超声成像系统 202 可以包括超声换能器,其用于生成朝着感兴趣对象 207 传播的超声信号 204 并且接收从感兴趣对象 207 反射的回波信号。这种超声成像系统在本领域是已知的,在这里就不详细介绍。

[0041] 应当理解,根据本发明,成像系统 202 不必是超声成像系统,其还可以是其他适当种类的成像系统,例如 MR 成像系统或 CT 成像系统。

[0042] 在任何情况下,成像系统 202 提供了对于感兴趣对象 207 的多维数据集的获取。在操作期间,该多维数据集可以被不断更新。该多维数据集可以是表示腹腔体积的三维数据集,或者是包括附加信息的四维数据集,所述附加信息例如包括通过心电图获得的心跳速率以用于运动检测和运动补偿。此外,所述多维数据集例如还可以是由一连串三维数据集形成的四维数据集。但是应当理解,本发明并不限于三维或四维数据集,其可以被实现为用于五维或更高维数据集的可视化,其中包括超出三维体积信息和 ECG 信息的范围的信息。

[0043] 在由超声成像系统获取的体积中的某处存在活组织检查针。显示器官的表面可能一点帮助也没有,这是因为该针可能隐藏在器官内部。通过该体积的标准投影可能是所述针相对于必须提取组织的该点的方向的模糊图案 (faint impression)。

[0044] 现在,利用诸如 Hough 变换的体积处理方法,根据本发明的一个方面的方法有利地对来自该体积的活组织检查针进行实时分段。这种分段可以给出该活组织检查针的位置和延长方向。如果该体积在针延长的方向上更凸出,则立即清楚该针的目标是否是感兴趣的中心。与此同时,贯穿所述体积的横截面 (其中该针存在于显示切片内) 可以给出关于从针尖到目标区域的距离的信息。

[0045] 应当注意,所述概念可以扩展到厚板取向、表面渲染视点的选择和有源定位器的集成。例如,所述分段不必通过 Hough 变换来执行, Hough 变换是能够鲁棒地检测多种特征 (例如线、圆圈和易于参数化的任何其它特征,或者根据离散流行度算法 (popularity algorithm) 以其他方式计算的特征) 的计算机视觉算法。例如,如果所述结构的形状是线性的但是对于成像系统是不可见的 (例如由于其某些物理属性类似于周围组织的物理属性 (例如反射系数)), 则使用 Hough 变换来进行分段可能是不利的。相反,可以把有源定位器集成在该结构 (例如活组织检查针) 中,并且所述集成的有源定位器可以通过交变外部电磁场和适当的检测器而被单独分段。对于有源定位器的检测是已知的,这里就不详细描述了。在对于集成的有源定位器的检测之后,所述结构的取向和位置可以很容易地被确定。

[0046] 图 3 示出了根据本发明的示例性方法可视化的两个投影的示意图。第一个投影或图像切片 301 描绘了在腹腔内部的兴趣对象 207。图像切片 301 在活组织检查针 205 (见图 2) 的方向上被投影,从而使用户知道活组织检查针 205 所瞄准的目标。活组织检查针 205 的目标可以用十字形 303 来表示。

[0047] 图像切片 302 表示兴趣对象 207 (例如囊肿、脓肿或赘生物) 和活组织检查针 205。由于图像切片 302 是在活组织检查针 205 的平面上取得的,因此活组织检查针 205 的针尖与兴趣对象 207 之间的距离可以根据所述数据集计算出,并且可以被显示在该图像

切片上（这里是 5cm）。图像切片 301 和 302 可以在活组织检查期间有效地帮助医师，从而允许快速执行活组织检查并且从感兴趣对象 207 中精确地提取组织。

[0048] 图 4 示出了根据本发明的可视化多维数据集的方法的一个示例性实施例的流程图。该方法从步骤 S0 开始，其后在步骤 S1 中执行数据集的获取，这例如是通过多色电磁辐射源（其产生多色射束）以及通过辐射检测器（其检测多色射束）而实现的，在 CT 成像中就是这种情况。

[0049] 此后，在步骤 S2 中基于 Hough 变换或者对于集成的有源定位器的检测来执行对于活组织检查针的分段。然后，在步骤 S3 中，对于该数据集的低级别分析被执行，并且选择可视化参数。所述可视化参数包括所述结构关于感兴趣对象的相对位置、相对于该结构的方向、该结构与感兴趣对象之间的距离以及例如基于 ECG 数据的运动估计和补偿。所述运动可以通过生成运动图 (motionmap) 并且基于该运动图执行图像切片的运动补偿重建而被补偿。运动估计和补偿在本领域是已知的，在这里就不再进行详细说明了。

[0050] 数据集的可视化包括：设置在活组织检查针的纵轴方向上的数据集的第一投影，第一投影产生具有垂直于该纵轴的图像表面区域的图像切片；以及在垂直于该活组织检查针的纵轴的方向上的第二投影，第二投影产生包括该活组织检查针的第二图像切片。

[0051] 换句话说，在对病人进行检查或手术的过程中，来自所述数据集中的特定的所选图像切片被可视化。所述图像切片由超声成像系统自动选择，而无需医师进行输入。有利地，所述图像切片表示在活组织检查针的检视方向上的投影以及在垂直于活组织检查针的检视方向的方向上的投影。因此，医师总是在他的活组织检查针 205 的方向中“观察”，而与其相对于超声源 202（见图 2 和 3）的实际位置无关。

[0052] 在对步骤 S5 中设置的数据集的第一和第二投影进行渲染的过程中，在图像切片中的渲染方法可以改变，从而产生不均匀的图像质量。所述渲染方法的改变可以包括基于所述可视化参数而改变所述图像或者所述数据集的投影的采样速率。例如，邻近图 3 中的十字形 303 的区域可以以高采样速率来渲染，从而在图像切片 301 的中心产生最高的图像质量，其中图像切片 301 的外围区域可以以较低的采样速率来渲染，从而在图像切片 301 的边缘产生较低的图像质量。因此，图像 301 的重要部分（即中心）以高图像质量被显示，同时不那么感兴趣的部分（外围区域）则以较低的图像质量来表示，从而降低了计算成本并且提高了渲染速度。

[0053] 此后，在步骤 S6 中，在数据集可视化期间显示基于对数据集的低级别分析的参数，例如所述结构与感兴趣对象之间的距离。

[0054] 该方法在步骤 S7 结束。

[0055] 图 5 描绘了用于执行根据本发明的方法的一个示例性实施例的根据本发明的图像处理设备的一个示例性实施例。图 5 中描绘的该图像处理设备包括连接到用于存储描绘感兴趣对象（例如病人身体的组织）的图像的存储器 152 的中央处理单元 (CPU) 或图像处理器 151。该图像处理器 151 可以连接到多个输入 / 输出网络或诊断设备，例如 MR 设备或超声成像系统。该图像处理器还连接到显示设备 154，例如用于显示信息或者在图像处理器 151 中计算或适配的图像的计算机监视器。操作员可以通过键盘 155 和 / 或其他输出设备（图 5 中未示出）与该图像处理器 151 交互。

[0056] 此外，通过总线系统 153，还可以将该图像处理和控制处理器 151 连接到监测感兴

趣对象的运动的运动监视器。例如在对病人的肺进行活组织检查或内窥镜检查的情况下，所述运动传感器可以是呼气传感器。在对心脏进行成像的情况下，所述运动传感器可以是心电图 (ECG)。

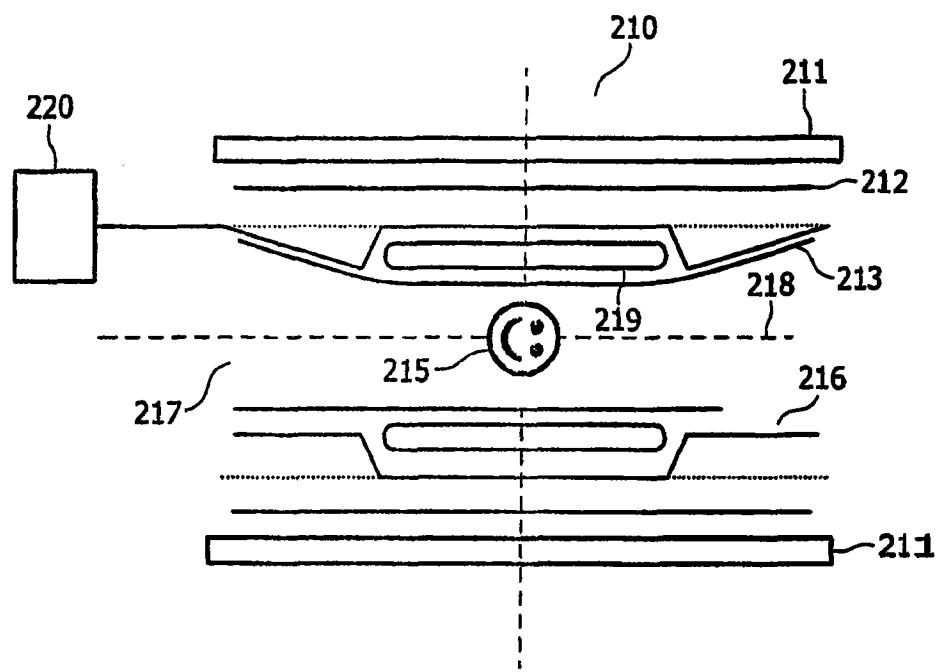


图 1

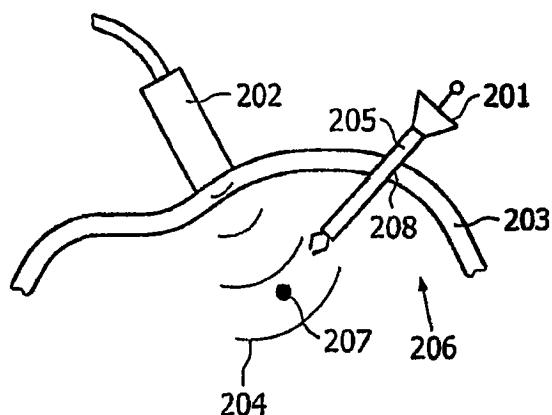


图 2

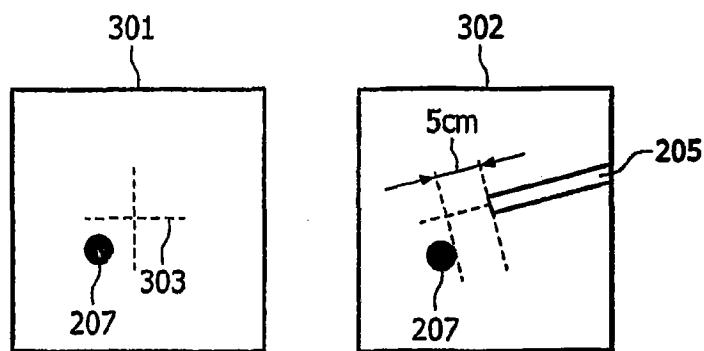


图 3

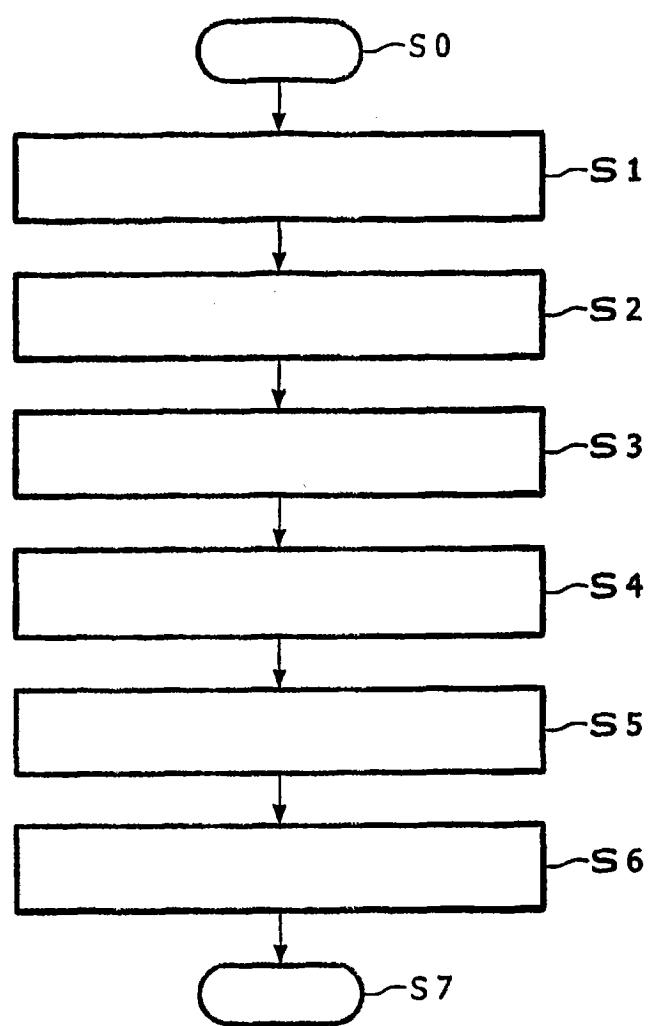


图 4

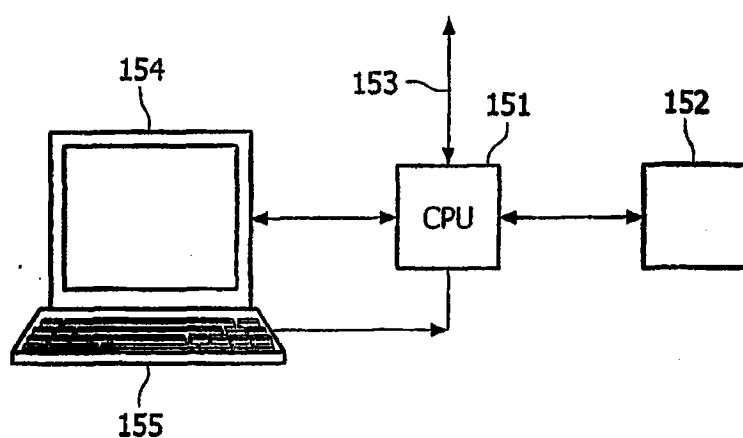


图 5

专利名称(译)	数据集可视化		
公开(公告)号	<a href="#">CN101002205B</a>	公开(公告)日	2010-12-08
申请号	CN200580011327.8	申请日	2005-04-11
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	K·埃克 A·格罗特 G·基菲尔 H·勒曼 J·布雷德诺 J·维泽		
发明人	K·埃克 A·格罗特 G·基菲尔 H·勒曼 J·布雷德诺 J·维泽		
IPC分类号	G06F19/00 A61B5/055 A61B6/00 A61B6/03 A61B8/08 A61B10/00 A61B10/02 A61B19/00		
CPC分类号	G06F19/321 A61B19/52 A61B6/03 A61B10/0233 G06F19/3437 A61B8/463 A61B8/0841 A61B8/0833 A61B5/055 A61B8/461 A61B6/541 A61B8/466 A61B90/36 G16H50/50		
代理人(译)	王勇		
审查员(译)	王静		
优先权	2004101579 2004-04-16 EP		
其他公开文献	CN101002205A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

## 摘要(译)

在实时三维成像中，可视化方法和取向的选择对于介入成功而言是至关紧要的。关键的问题是忽略什么内容以及在实时应用中显示什么内容，其中用户控制是不适当的。本发明通过可视化对于感兴趣对象的介入(由用户引起)来解决该问题，而无需用户的交互式输入。有利地，根据本发明的一个示例性实施例，用于可视化程序的参数在数据获取期间被自动选择，从而允许高效地跟踪所述结构关于感兴趣对象的实际取向和相对位置。

