

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl<sup>7</sup>

G06T 15/10

A61B 6/03

A61B 5/055



# [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510076418.1

[43] 公开日 2005 年 12 月 14 日

[11] 公开号 CN 1707524A

[22] 申请日 2005.6.7

[21] 申请号 200510076418.1

[30] 优先权

[32] 2004.6.7 [33] DE [31] 102004027709.5

[71] 申请人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

[72] 发明人 卢茨·冈德尔

[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

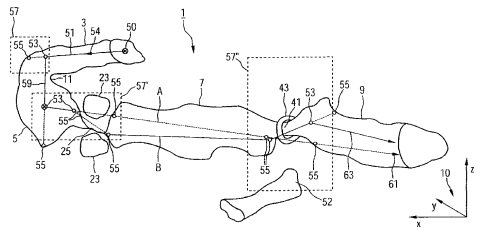
代理人 马莹 邵亚丽

权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 3 页

[54] 发明名称 医学图像显示和处理的虚拟内窥镜方法、CT 设备及工作站

[57] 摘要

本发明涉及一种显示和处理计算机断层造影中的医学 3D 图像的虚拟内窥镜方法，具有步骤：根据 3D 数据体(10)提供第一分析空间(3)；提供穿过该第一分析空间(3)的观察路径(51)。为了在找不到穿过该分析空间的路径的情况下能够自动计算观察路径，根据本发明，根据预先确定的准则基于该三维数据体(10)自动确定至少一个与该第一分析空间(3)分离的其它分析空间(5, 7, 9)。



I S S N 1 0 0 8 - 4 2 7 4

1. 一种用于显示和处理三维医学图像的虚拟内窥镜方法，具有下述方法步骤：

- 5           - 根据三维数据体（10）提供第一分析空间（3）；  
          - 提供穿过该第一分析空间（3）的观察路径（51）；  
          其特征在于，

          - 根据预先确定的准则基于该三维数据体（10）自动确定至少一个与该第一分析空间（3）分离的其它分析空间（5，7，9）。

- 10          2. 根据权利要求1所述的方法，其特征在于，提供穿过所述至少一个其它分析空间（5，7，9）的其它观察路径（59，A，B，63）。

          3. 根据权利要求1或2所述的方法，其特征在于，对于沿着所述观察路径（51，59，A，B，63）使该观察路径识别出所述分析空间（3，5，7，9）的边界（55）的情况是自动确定的。

- 15          4. 根据权利要求3所述的方法，其特征在于，由观察路径（51）在第一分析空间（3）的一个定向位置（53）或边界（55）出发自动确定所述至少一个其它分析空间（5，7，9）。

          5. 根据权利要求1至4中任一项所述的方法，其特征在于，在实际三维图像显示和处理之前沿着观察路径（51，59，A，B，63）进行自动确定。

- 20          6. 根据权利要求1至4中任一项所述的方法，其特征在于，在实际三维图像显示和处理期间沿着观察路径（51，59，A，B，63）进行自动确定。

          7. 根据权利要求1至6中任一项所述的方法，其特征在于，根据预先确定的准则对所述至少一个其它分析空间（5，7，9）进行分析以及对该分析空间的选项进行分析。

- 25          8. 根据权利要求1至7中任一项所述的方法，其特征在于，为了选择提供所述至少一个其它分析空间（5，7，9）以及该分析空间的选项。

          9. 根据权利要求1至8中任一项所述的方法，其特征在于，根据预先确定的准则对多个所述其它分析空间（5，7，9）及其选项进行排序。

- 30          10. 根据权利要求1至9中任一项所述的方法，其特征在于，所述预先确定的准则是几何准则，尤其是所涉及的分析空间的大小、方向和形状。

          11. 根据权利要求1至9中任一项所述的方法，其特征在于，所述预

先确定的准则是医学准则，尤其是所涉及的分析空间的类型和表面特性。

12. 根据权利要求 1 至 11 中任一项所述的方法，其特征在于，基于观察者位置（53）和路径方向（61）来提供所述观察路径（51，59，A，B，63）。

5        13. 根据权利要求 1 至 12 中任一项所述的方法，其中，该用于显示和处理医学图像的方法是计算机断层造影或磁共振断层造影中的成像方法。

14. 根据权利要求 1 至 13 中任一项所述的方法，其用于对结肠图像进行医学图像显示和处理。

10       15. 根据权利要求 1 至 13 中任一项所述的方法，其用于对支气管树图像进行医学图像显示和处理。

16. 根据权利要求 1 至 13 中任一项所述的方法，其用于对脑室图像进行医学图像显示和处理。

15       17. 一种计算机断层造影设备或磁共振断层造影设备，具有用于实施根据权利要求 1 至 16 中任一项所述方法的方法步骤（71 至 89）的操作部件。

18. 一种用于对计算机断层造影或磁共振断层造影图像进行图像显示和处理的工作站，具有用于实施根据权利要求 1 至 16 中任一项所述方法的方法步骤（71 至 89）的操作部件。

20       19. 一种用于对计算机断层造影或磁共振断层造影图像进行图像显示和处理的计算机程序产品，具有用于实施根据权利要求 1 至 16 中任一项所述方法的方法步骤（71 至 89）的程序模块。

医学图像显示和处理的虚拟内窥镜方法、  
CT设备及工作站

5

技术领域

本发明涉及一种显示和处理医学 3D 图像的虚拟内窥镜方法。具有方法步骤：根据三维数据体提供第一分析空间，提供穿过该第一分析空间的观察路径。此外，本发明还涉及一种计算机断层造影设备、工作站及计算机程序产品。

10

背景技术

现代医学成像方法通常以数字形式提供图像。为此首先在所谓的主应用的范围内获取数据，并在数据再现的范围内提供该数字数据。特别是计算机断层造影图像以数字的形式存在并因此可以直接在计算机或工作站中继续进行处  
15 理。由原始图像可以利用二维或三维显示（2D 显示、3D 显示）获得新方向上的图像，以便为检查者提供适当的概貌图。这样的显示尤其是构成随后进行的、监视器判断范围内的诊断的基础。计算机断层造影的优点尤其在于，不存在如常规放射造影中的叠加问题。计算机断层造影的优点还在于，可与在放射造影中与拍摄几何形状相关的不同放大系数无关地进行无畸变显示。

20

在此期间，对 3D 图像显示和处理建立了一系列不同的方法。对于这些方法，在计算机断层造影设备中设置了适当的操作部件，如计算机鼠标或其它控制媒介。用于对计算机断层造影图像进行图像显示和处理的工作站具有计算机程序产品形式的相应的软件实现以及在图像显示屏上的操作界面，该操作界面具有相应的带有一定功能的操作元素。

25

计算机断层造影（CT）通常首先提供待检查躯体的、作为直接拍摄平面的横截面的两维截面图像。在此躯体的横截面基本上垂直于躯体的纵轴。在具有相对于横截面改变了角度的平面中的两维截面图像，和/或利用与原始层厚不同的层厚、特别是更宽的层厚计算出的两维截面图像通常被称为多平面重整（MPR）。一种用于诊断的重要方法在于大多通过相应的操作元素来控制对图

30

像立体的交互透视和分析。检查者可以借助这样的操作元素（类似于在超声波

中通过引导超声波探头)在解剖结构和病理细节处进行扫描,并通过前、后移动选出那些其中最清楚地表示出感兴趣的细节的图像、即例如具有最高对比度和最大直径显示的图像。两维显示的一种扩展形式是由薄层组成任意厚的断层(厚片)。为此建立了“滑动薄厚片”(Sliding Thin Slab, STS)的概念。所有  
5 2D 显示的优点是可以直接而真实地显示计算机断层造影值。在此可以忽略有时需要的对多个层的插值以及求平均值。由此总是给出分析空间(也称为感兴趣空间, VOI)内的简单定向和与此对应的 3D 数据体以及对图像值的唯一解释。但这种监视器判断是很费力并且是很耗时的。

而对分析空间的最可能的实际表示是通过对分析空间的三维显示实现的。  
10 虽然 3D 图像显示和处理通常是有针对性的处理与诊断有关细节的前提,但后面的判断通常是以 2D 显示进行的。

在 3D 图像显示和处理中通常提供 3D 数据体,在其基础上显示分析空间。优选地检查者预先给定其打算观察分析空间的观察者位置。特别是通常为检查者提供查找射线。在该例中计算垂直于该查找射线并得出空间印象的两维图像。  
15 为了在图像平面内逐图像点(也称体素)地建立起这样的显示,须为每条从观察者到各图像点的射线考虑和计算沿着穿过 3D 数据体的查找射线的所有 CT 值。检查者通常预先给定一个其为显示一个图像点而适当选择的图像点值、例如对比度值。通过对该方法内在的重复,检查者在预先给定的图像点值的基础上在 CT 值特征的范围内为查找射线显示相应于该查找射线的图像点的  
20 集合,即感兴趣躯体部位/分析空间(VOI)的 3D 显示。

所有 3D 显示能够在次应用的范围内构建成中央投影或平行投影。对于平行投影尤其适宜的是“最大强度投影”(MIP),或一般的“体积着色”(Volume Rendering, VR)。在 MIP 中,在沿着查找射线的投影方向上确定具有最大 CT 值的图像点。因此在这种情况下图像点值对应于查找射线上的最大 CT 值。在  
25 VR 中,对每条从观察者眼睛发出的查找射线不是仅选出一个图像点,而是沿着该查找射线的 CT 值都可以用适当的加权提供一个图像点来参与显示结果图像。通过可自由选择并交互改变的变换函数为每个图像点值配备不透明度和颜色。由此可以例如将正常软组织部分选择为基本上透明的,注有造影剂的血管是稍微不透明的,而骨骼是强不透明的。对于优选的中央投影例如可以通过  
30 过“表面明暗显示”(SSD)或通过“透视体积着色”(pVR)(或也称“虚拟内窥镜”)来实现。与此相应地有 SSD 或者还有在虚拟内窥镜中使用的 pSSD。

SSD 是一种基于阈值的表面显示，其中通过预先给定阈值形式的图像点值来预先给定图像点。对于每条通过现有 3D 数据体的查找射线确定这样的图像点，即从观察者看去在该图像点上首次达到或超过预先给定的阈值形式的图像点值。SSD 和 VR 之间的原则区别在于，在 SSD 中仅定义一个阈值，但并不透

5 视地显示表面。而在 VR 中则定义多个阈值区域并对它们赋予颜色和通透度。

“虚拟内窥镜”需使虚拟的“内窥镜探头”附近能够被透视。结构可与实际内窥镜中不同地从不同的方向和运动地来观察。给出虚拟飞过 VOI 印象的所谓的“飞过 (Fly-Through)”是可能的。这不仅是美学的和印象深刻的，而且也是在诊断上有价值的。尤其是利用所谓的“血管观察”方法能使分析空间的内部

10 可见。

对于平行投影尤其适宜的是“最大强度投影”(MIP)，或一般的“体积着色”(VR)。在 MIP 中，在沿着查找射线的投影方向上确定具有最大 CT 值的图像点。因此在这种情况下图像点值对应于查找射线上的最大 CT 值。在 VR 中，对每条从观察者眼睛发出的查找射线不是仅选出一个图像点，而是沿着该查找

15 射线的所有 CT 值都可以用适当的加权提供一个图像点来参与显示结果图像。通过可自由选择并交互改变的变换函数为每个图像点值配备不透明度和颜色。由此可以例如将正常软组织部分选择为基本上透明的，注有造影剂的血管是稍微不透明的，而骨骼是强不透明的。

在虚拟内窥镜中进行图像显示的前提通常是给出观察路径。这样的观察路径也称为飞跃路径或中心线。观察路径实际上对应于虚拟内窥镜探头行走的路径，沿着该路径可以再现周围环境的透视视图。在此经常出现的问题是，将 VOI 中要检查的身体部位划分成多个分析空间。在这种情况下没有穿过 VOI 的观察路径。更确切地说，必须在第一分析空间内提供观察路径，然后转换到第二分析空间，在那里须重新提供观察路径。当管形的 VOI (如结肠、液囊或气管)

20 具有狭窄处或梗阻，或有其它中断，如未注入造影剂或由其它情况导致该管形的要引入内窥镜的身体部位不能作为一个完整的分析空间存在时，就会发生这种情况。为此对患者进行检查的常规方法的使用者通常必须分别找到第一和第二分析空间，并重新确定观察路径的条件，如起点。在这种情况下，检查者必须将其大部分时间用于找到所有的分析空间，以检查整个 VOI。在每个单独的分析空间中

25 30 都须提供一条新的观察路径。这消耗了时间并导致须中断所谓的“飞过”，或者甚至导致对部分 VOI 无法判断。

期望的是在虚拟内窥镜中能够尽可能可靠而完整地检查 VOI。

#### 发明内容

在此，本发明要解决的技术问题是，提供一种虚拟内窥镜方法和相应的设备，利用该设备能够特别简单而可靠地实施虚拟内窥镜。尤其是就是对于 VOI 包括多个分析空间的情况，也能以特别合适的方式来确定观察路径。

本发明的技术问题是通过一种本文开头所述的用于显示和处理 3D 医学图像的虚拟内窥镜方法来解决的，其具有下述方法步骤：

10 - 根据预先确定的准则基于 3D 数据体自动确定至少一个与第一分析空间分离的其它分析空间。

在此，本发明基于这样的考虑：在提供第一分析空间时在 VOI 中已定义了在各种情况下足以识别的分析空间的表征特征。这些特征可以是几何特征或医学特征。根据本发明的认知，可将这样的特征作为用于基于 3D 数据体自动确定至少一个其它分析空间的预定准则。因此检查者无需自己来查找所有的分析空间以准备 VOI 的完整图像。在此提出的概念尤其具有优点的是，基于此能够基本上自动计算穿过整个 VOI 的观察路径，即使该 VOI 是以多个分离的分析空间的形式存在。这对于一个分析空间同样有效：虽然该分析空间作为一个完整的分析空间而存在，但在其几何形状上存在通常不能直接给出一直穿过 VOI 的观察路径的拐弯、弯曲、或其它形式的强烈的方向改变。

20 因此，第一和其它的分析空间也可以理解为一个连接在一起 VOI 的第一区域和其它区域，其中，该第一和其它区域例如由于急剧变窄或收缩而这样彼此分开，即在实践中为检查者在屏幕判断时实际上提供了第一分析空间和一个其它的分析空间。

通常分析空间以管状形式存在，如它们在结肠、脑室或支气管中那样。

25 优选地，提供一条穿过所述至少一个其它分析空间的其它观察路径。以这种方式实际上可以全自动地计算穿过多个分开存在的分析空间的观察路径，即使是对不能找到或只能很困难地找到在所有分析空间之间穿行的观察路径的情况也是如此。因此在一种扩展中尤其是对于沿着观察路径使该观察路径识别出分析空间的边界的情况进行自动确定。

30 在第一种变形中，按照在此提出的概念计算观察路径可以优选地通过在实际的 3D 图像显示和处理之前沿观察路径来自动地确定。作为另一种选择或附

加地，可以在第二变形中在实际的 3D 图像显示和处理期间沿观察路径自动确定观察路径。

在第一种变形中通过预计算框架下的所谓的中心线来确定观察路径。在第二种变形中，例如在“最大视野”对应于所期望的飞行方向的假设下，将观察路径作为“飞过”时的所谓中心线来计算。因此在这种情况下所涉及的是观察路径的在线计算。

在两种情况下，都对于下述情况自动确定至少一个其它的分析空间，即在实际的 3D 图像显示和处理期间沿着第一分析空间的观察路径使该观察路径识别出第一分析空间的边界。

10 优选地由第一分析空间中观察路径的一个定向位置或边界出发自动确定该至少一个其它分析空间。在此定向位置尤其是指由其出发可以识别出第一分析空间的边界的位置。因此根据这种扩展，自动确定是由第一分析空间中的一个位置出发，在该位置上第一分析空间中的观察路径实际上结束。

15 已展示出，只有当 VOI、即通常为管状的结构被完全填充了造影剂（例如空气或 CO<sub>2</sub> 的惰性气体或水）时，才可以尤其好地确定观察路径。对于待检查的且通常是运动的躯体（呼吸运动、肌肉运动、血流、手术介入）常常会遇到未预见的狭窄或将 VOI 分解为各个分析空间（Auswertevolumn）的情况，从而使得观察路径的计算不再能轻易实现。

20 因此在一种特别优选的扩展的范围内，首先自动查找具有所有部分、尤其是填充了造影剂的部分的整个 VOI。然后优选将整个 VOI 分割为其部分。通过适当地选择一个部分可以尤其合适地确定第一分析空间。自动确定至少一个其它分析空间优选通过交互地选择未被采集的或错误采集的分析空间来支持。

本发明的其它扩展设置了在本发明概念的范围内检查者的其它辅助支持。

25 优选地，根据预先确定的准则对至少一个其它分析空间进行分析以及对该分析空间的选项进行分析。该根据几何和/或医学准则找到的其它分析空间与这些准则自然或多或少地很好地对应。这样的对应使得可以在分析中进行量化。因此例如可以给出该其它分析空间以多大的概率恰好与该第一分析空间同属于一个 VOI，即同属于一个待检查的身体部位（如大肠）。

30 优选为检查者提供多个其它分析空间及其选项以供选择。其优点在于，检查者能够例如通过菜单选择作出关于其它选择可能类型的可靠决定。

优选地，根据预先确定的准则对多个其它分析空间及其选项进行排序。例

如，将多个其它分析空间按照降低的概率进行排序。

优选地，所述预先确定的准则是几何准则，尤其是涉及分析空间的大小、方向和形状的准则。只要一个其它的分析空间就这些准则来说或多或少与第一分析空间具有相同的特性，则其为相同的 VOI、即相同的待检查身体部位的概  
5 率就很高。

此外，医学准则用于进行分析，尤其是涉及分析空间的类型和表面特性。例如肠壁就其表面特性来说与其它身体部位相比具有独特的构造。

优选地，基于观察者位置和路径方向来提供所述观察路径。由观察者位置出发，虚拟内窥镜可以沿路径方向前行，直至以这种方式产生的直线观察路径  
10 到达分析空间的边界。如果该边界位于“视野”之内，则可以自动确定至少一个其它分析空间或一次方向改变。

尤其合适的是，将本发明的方法用于对结肠图像（即结肠镜）、尤其是计算机断层造影或磁共振造影图像进行医学图像显示和处理。同样具有优点的是，将本发明的概念用于对支气管树图像（即在支气管镜下）、尤其是计算机断层造  
15 影或磁共振造影图像进行医学图像显示和处理。同样具有优点的是，将本发明的方法用于对脑室图像（即在囊镜下）、尤其是计算机断层造影或磁共振造影图像进行医学图像显示和处理。

本发明的关于装置的技术问题通过一种计算机断层造影设备或磁共振断层造影设备来解决，其具有用于实施按照上述概念的本发明方法的方法步骤的  
20 操作部件。

此外，本发明还可在用于对计算机断层造影或磁共振断层造影图像进行图像显示和处理的工作站上进行，其具有用于实施按照上述概念的本发明方法的方法步骤的操作部件。

相应的用于对计算机断层造影或磁共振断层造影图像进行图像显示和处  
25 理的计算机程序产品具有用于实施按照上述概念的方法的方法步骤的程序模块。

#### 附图说明

下面借助附图相对于现有技术描述本发明的实施例，附图中也部分示出了  
30 现有技术。其中示出：

图 1 举例示出确定穿过具有多个分析空间的 VOI 的观察路径的常规方法；

图2示出确定穿过具有多个分析空间的VOI的观察路径的本发明过程的优选实施例;

图3示意性示出本发明方法优选实施例的流程图。

## 5 具体实施方式

图1示意性示出了在虚拟内窥镜方法中预先给定观察路径的常规方法。在此描述是以显示和处理结肠计算机断层造影图像为例进行的,即以虚拟内照射结肠镜为例进行的。

图1示出感兴趣空间(VOI)1,其具有分析空间3和其它分析空间5、7、10 9。分析空间3、5、7、9表示基于用坐标交叉表示的3D数据体10的结肠的部分。虽然VOI1总的来说表示要检查的管状身躯部分,也就是将大肠作为结肠的一部分。然而该VOI1在屏幕判断时向检查者所显示的是这样的曲折,使得无法找到穿行的观察路径。第一分析空间3与第二分析空间5例如由一个拐弯11而分开。在该拐弯11处的弯曲是如此厉害,使得在第一分析空间3与第二分析空间5之间无法找到穿行的路径。通过预计算确定的观察路径13在端点15触及第一分析空间3的边界。因此,检查者不得不以新的观察者位置19和新的路径方向21的形式给出在第二分析空间5中的新的观察路径17。为此他必须首先找到第二分析空间5。在第一分析空间3中,端点15实际上标示出观察路径13在第一分析空间3中的结束。

20 第二分析空间5在损伤23的区域内被挤压成闭锁25。因此该其它观察路径17在端点27触及第二分析空间5的边界。检查者又要找到第三分析空间7并以观察者位置31和路径方向33的形式给出新的观察路径29。在此的缺点是第三分析空间7中的区域35未被检查。新的观察路径29在虚拟内窥镜飞行时分别在位置37在相同的飞行方向33上以最大视野延伸。因此,当前第三分析空间7的内照射视图是在对观察路径29的在线计算的框架内实现的。

25 观察路径29在端点39又触及第三分析空间7的边界。在此这是因为由于肌肉43形成的VOI1的狭窄41而造成的。同样,狭窄也可由于造影剂过少而形成。于是又要在第四分析空间9中以观察者位置47和路径方向49的形式给出新的观察路径45。

30 所勾画的过程被证明是困难的、耗时的,同时在虚拟内窥镜中也是不可靠的,因为区域35可能不能用于判断。这同样适用于在此所示的结肠镜,并且也

类似地适用于支气管镜和囊镜领域或其它领域中的虚拟内窥镜。

在此提出的用于虚拟内窥镜的方法的概念的一个优选实施例以同样的作为结肠部分以及 VOI 的大肠的例子在图 2 中示出。图中对相同的部分采用相同的附图标记。

- 5           按照该优选实施例，基于 3D 数据体 10 提供该大肠的第一分析空间 3，并预先给定穿过该第一分析空间 3 的观察路径 51。这种预先给定优选是自动进行的并由计算机支持。必要时该自动的预先给定基于检查者的输入，如涉及观察路径 51 的起始点 50 和方向 54。就这样为检查者提供了观察路径 51。在定向位置 53 观察路径 51 识别到分析空间 3 的边界 55。通常这样的定向位置实际上是观察路径 51 的结束。类似的情况也适用于第二分析空间 5、第三分析空间 7 和第四分析空间 9，因此使用相同的附图标记来标记相应的定向位置 53 和边界 55。

- 15           因此，在用方框符号标记出的 VOI 1 的区域 57、57'、57'' 中，根据预先确定的准则基于 3D 数据体 10 自动确定至少一个其它分析空间。在第一分析空间 3 的区域 57 中自动确定第二分析空间 5。在此，预先确定的准则首先是医学准则，因为所涉及的第二分析空间 5 的类型和表面特性对于第一分析空间 3 来说具有同等的意义。检查者可以交互地预先给定一条其它观察路径 59，或者可预先给定一条自动穿过该第二分析空间 5 的其它观察路径。在此，可以例如由检查者从可能性列表中图形地选出第二分析空间 5。

- 20           在第二分析空间 5 的区域 57' 中自动确定第三分析空间 7，尽管由于闭锁 25 找不到穿行的路径。根据分析空间 7 的涉及几何准则的大小、定向以及形状，将该分析空间 7 识别为与第二分析空间 5 属于同一个 VOI 1。在这种情况下，检查者例如可以选择实际上在第二分析空间 5、第三分析空间 7 和第四分析空间 9 中保持相同方向 61 的新观察路径 A。此外，还可以为检查者由计算机支持地给出第三分析空间 7 中与闭锁 25 更好匹配的新观察路径 B。

- 25           在此无论是观察路径 A 还是观察路径 B 都可以在上述预计算或上述在线计算中提供。

- 30           所述情形在第三分析空间 7 和第四分析空间 9 之间的区域 57'' 中以类似方式重复。在区域 57'' 中，根据预先确定的几何和/或医学准则自动确定第四分析空间 9。检查者可以为该第四分析空间 9 预先给定或指定一条其它的新的观察路径 63。

对于检查者错误地例如将肌肉 43 作为分析空间的选项选择的情况，则肌

肉 43 由于其与第三分析空间 7 和第四分析空间 9 的几何特性和医学特性的强烈偏差，在本发明方法的范围内被分析的概率自动变得小得多。此外，检查者还可以将小肠的部分 52 作为另一分析空间的选项来提供。按照本发明的方法，小肠的部分 52 由于其几何位置（因其与分析空间 7、9 不在相同的轴位置）以及该部分 52 没有在闭锁处表示出结束这个事实而使得其被分析的概率较低。此外，作为小肠一部分的部分 52 没有开始，并具有不同于分析空间 7 和 9（即感兴趣的大肠（VOI）的部分）的直径。因此在这种情况下，检查者将以最高优先级来选择第四分析空间 9，并尤其以可忽略的低概率程度来选择肌肉 43 和小肠部分 52。也就是说，检查者可以根据基于所实施的分析的适当排序，可靠而快速地以正确的方式将第四分析空间 9 选择为 VOI 1 的部分。

图 3 示意性示出虚拟内窥镜方法的优选实施例的流程图。在方法开始 71 之后，在方法步骤 73 中提供 3D 数据体，在方法步骤 75 基于该 3D 数据体提供第一分析空间。虚拟内窥镜将在该分析空间中自动定位。为此例如可采用图 2 中所示的 3D 数据体 10 和第一分析空间 3。然后在方法步骤 77，由软件以及必要时基于检查者的输入（如有关的观察者位置和路径方向）给出穿过该第一分析空间的观察路径。该路径例如可以是图 2 所示的第一观察路径 51。

在图 3 所示的实施例中，在方法步骤 79 询问是否识别出分析空间的边界，这例如可以是图 2 所示的、在定向位置 53 识别出的边界 55。对于没有识别出边界的情况，将在分支 N 中继续在“飞过”的框架下遵循最初的观察路径。对于识别出边界的情况将遵循分支 J。这导致根据预先确定的准则基于 3D 数据体自动确定至少一个其它的分析空间。该步骤例如在图 2 所示区域 57、57'、57'' 中通过自动确定其它分析空间 5、7、9 来实施。在方法流程 70 中，该过程由方法步骤 81 示出。对于确定多个分析空间的数目的情况，在方法步骤 83 中求出该数目的值并在方法步骤 85 中以该值的降序进行排序。在图 3 所示的方法流程 70 的优选实施例中这样进行排序，即将以较高概率分析的分析空间排在以较低概率分析的分析空间之前。因此，检查者在方法步骤 87 已获得顺序下降的、预排序的分析空间的选择，其中，具有最高概率的分析空间位于第一位置。该选择例如以可选分析空间（如 7、9、52、43）或者说定向位置 53 或边界 55 的列表的形式或图形显示的形式给出。当检查者认为这是符合目的时，其可在方法步骤 89 中断该方法。否则他可以利用方法步骤 91 通过交互或自动选择在其它分析空间中的一条其它观察路径来继续该方法。作为其它观察路径例如可以是

图 2 中的观察路径 59、A、B、63。

该方法在循环中继续，其中又针对新的观察路径查询分析空间的边界。

给出一种在计算机断层造影中用于显示和处理 3D 图像的虚拟内窥镜方法，具有下述方法步骤：

- 5       - 根据 3D 数据体 10 提供第一分析空间 3；
- 提供通过该第一分析空间 3 的观察路径 51。

为了对于无法找到穿过该 VOI 的穿行路径的情况也能自动计算观察路径，按照在此提出的概念根据预先确定的准则基于该 3D 数据体 10 自动确定至少一个其它分析空间 5、7、9。

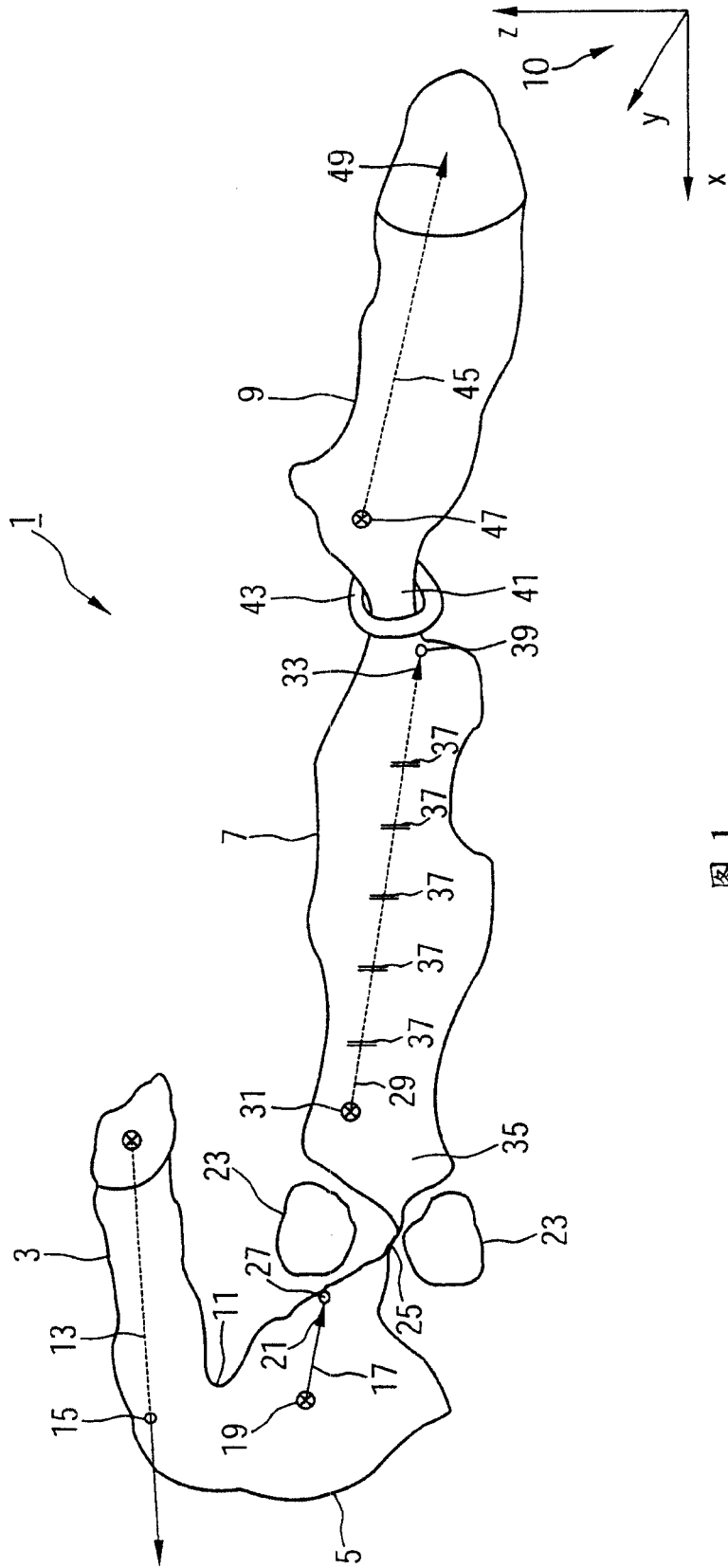


图 1

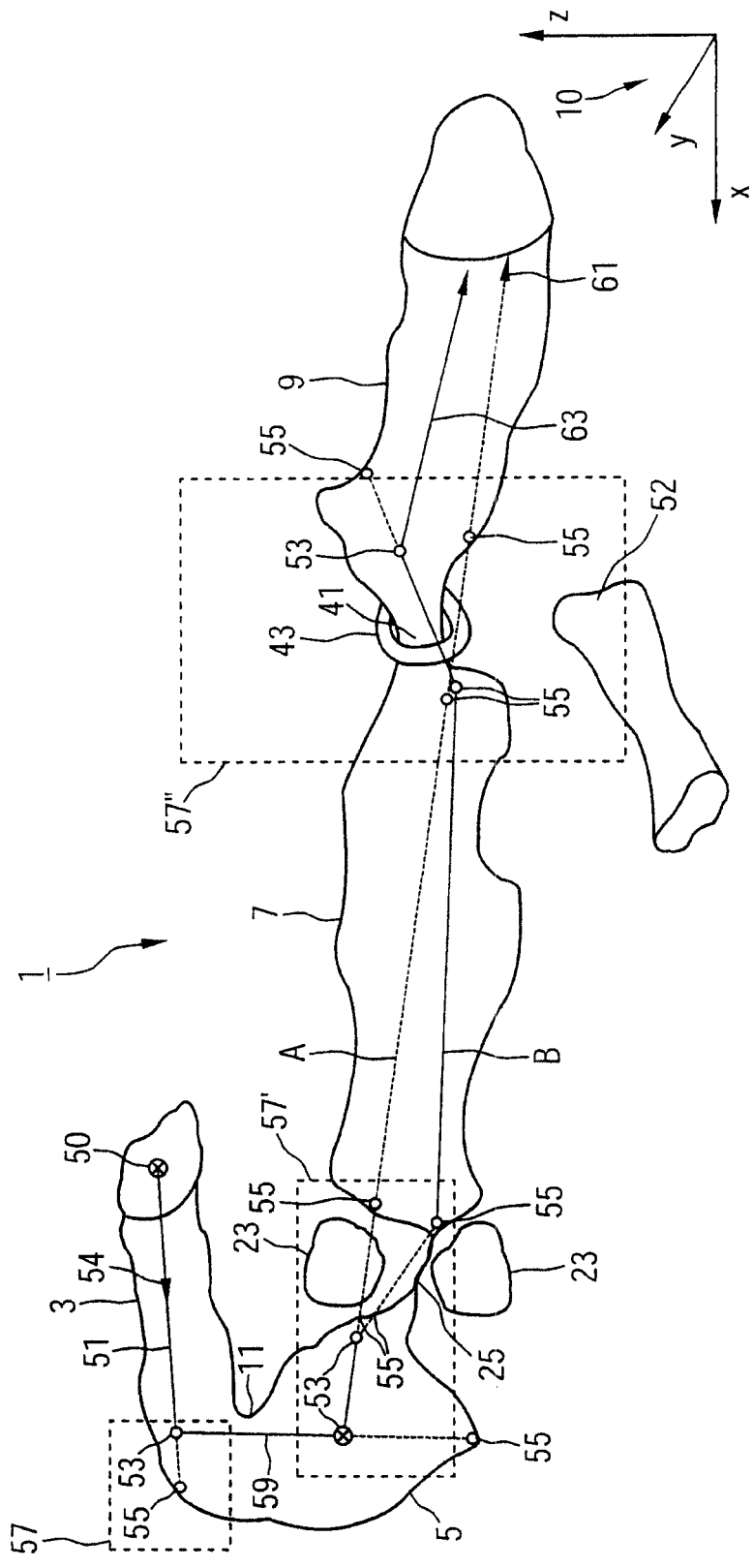


图 2

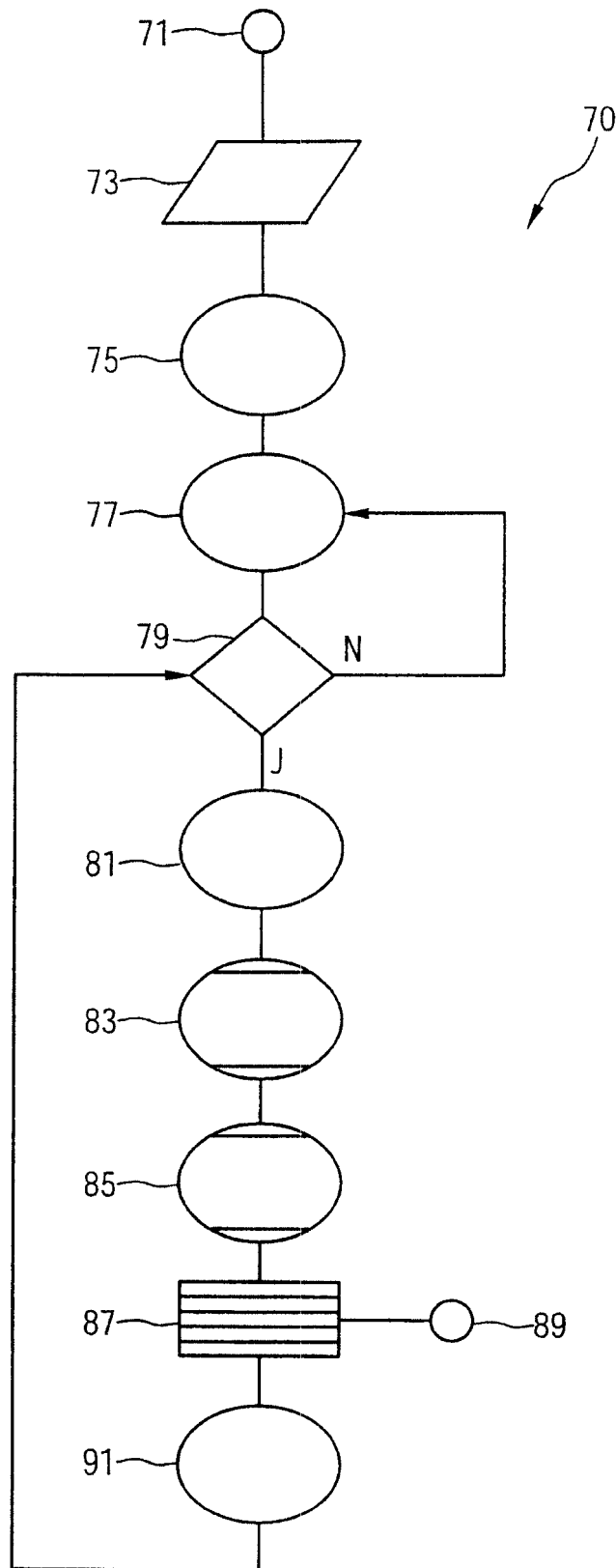


图 3

专利名称(译)	医学图像显示和处理的虚拟内窥镜方法、CT设备及工作站		
公开(公告)号	<a href="#">CN1707524A</a>	公开(公告)日	2005-12-14
申请号	CN200510076418.1	申请日	2005-06-07
[标]申请(专利权)人(译)	西门子公司		
申请(专利权)人(译)	西门子公司		
当前申请(专利权)人(译)	西门子公司		
[标]发明人	卢茨冈德尔		
发明人	卢茨·冈德尔		
IPC分类号	A61B5/05 A61B5/055 A61B6/03 G01R33/48 G06T15/00 G06T15/10 G06T17/40		
CPC分类号	A61B6/032 A61B6/466		
代理人(译)	马莹 邵亚丽		
优先权	102004027709 2004-06-07 DE		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种显示和处理计算机断层造影中的医学3D图像的虚拟内窥镜方法，具有步骤：根据3D数据体(10)提供第一分析空间(3)；提供穿过该第一分析空间(3)的观察路径(51)。为了在找不到穿过该分析空间的路径的情况下能够自动计算观察路径，根据本发明，根据预先确定的准则基于该三维数据体(10)自动确定至少一个与该第一分析空间(3)分离的其它分析空间(5, 7, 9)。

