

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

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 200510076414.3

[43] 公开日 2005 年 12 月 14 日

[11] 公开号 CN 1707523A

[22] 申请日 2005.6.7

[21] 申请号 200510076414.3

[30] 优先权

[32] 2004.6.7 [33] DE [31] 102004027708.7

[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

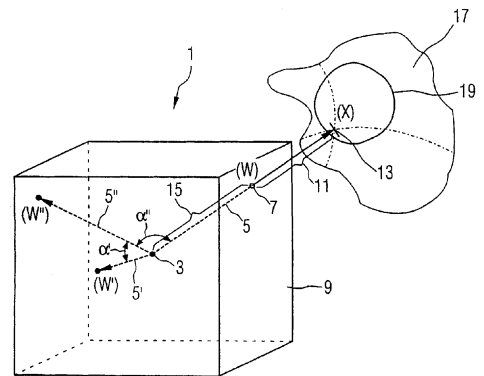
代理人 马莹 邵亚丽

权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 2 页

[54] 发明名称 医学图像显示和处理方法、CT 设备、工作站及程序产品

[57] 摘要

医学成像诊断方法在显示和处理医学 3D 图像的方法的范围内同时得到了简化和改进。为此本发明涉及一种显示和处理医学 3D 图像的方法，步骤为：为分析空间提供 3D 数据体；为分析空间的表面预先给定观察者位置、查找射线以及图像点值。为了简便和改进还包括：基于图像点值确定在查找射线上的第一图像点，使查找射线延伸到在第一图像点另一侧的扩展查找区域中；基于具有一个或多个扩展的图像点值的扩展图像点值域来确定查找射线在该扩展查找区域中的第二图像点，作为第一图像点的替代或附加的图像点；以及显示该第一图像点和/或第二图像点。



1. 一种用于显示和处理三维医学图像的方法，具有下述方法步骤：
 - 为分析空间提供三维数据体 (1);
- 5 - 为分析空间的表面(9)预先给定观察者位置 (3)、查找射线 (5) 以及图像点值 (W);
 - 基于图像点值 (W) 确定在查找射线 (5) 上的第一图像点 (7), 其特征在于,
 - 使查找射线 (5) 延伸到在第一图像点 (7) 另一侧的扩展查找区域
- 10 (11) 中; 以及
 - 基于具有一个或多个扩展的图像点值 (X) 的扩展图像点值域来确定查找射线 (5) 在该扩展查找区域 (11) 中的第二图像点 (13), 作为第一图像点 (7) 的替代或附加的图像点 (13);
 - 显示该第一图像点 (7) 和/或第二图像点 (13)。
- 15 2. 根据权利要求 1 所述的方法, 其特征在于, 所述扩展查找区域 (11) 的预先给定是交互或自动进行的。
 3. 根据权利要求 1 或 2 所述的方法, 其特征在于, 在所述扩展查找区域 (11) 内对所述查找射线 (5) 进行参数化。
 4. 根据权利要求 1 至 3 中任一项所述的方法, 其特征在于, 所述扩展
- 20 图像点值域包含一个、多个或加权的扩展图像点值 (X)。
 5. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的方法, 其特征在于, 所述扩展图像点值域的预先给定是交互或自动进行的。
 6. 根据权利要求 1 至 5 中任一项所述的方法, 其特征在于, 交互或自动选择所述第二图像点 (13) 作为替代或附加的图像点。
- 25 7. 根据权利要求 1 至 6 中任一项所述的方法, 其特征在于, 显示具有图像点值 (W) 的第一图像点 (7) 和/或显示具有一个或多个扩展图像点值 (X) 的第二图像点 (13)。
 8. 根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的方法, 其特征在于, 在图像点透镜中保持和显示具有一个或多个扩展图像点值 (X) 的所述第二图像点
- 30 (13)。
 9. 根据权利要求 1 至 8 中任一项所述的方法, 其特征在于, 在考虑所

述扩展查找区域(11)的情况下输出最大值和/或最小值和/或中间值。

10. 根据权利要求1至9中任一项所述的方法,其特征在于,在考虑所述扩展查找区域(11)的情况下输出图像点值的分布。

11. 根据权利要求1至10中任一项所述的方法,其中,该用于显示和
5 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。

12. 根据权利要求1至11中任一项所述的方法,其中,三维图像显示是以虚拟内窥镜的形式实现的。

13. 根据权利要求1至11中任一项所述的方法,该方法用于对结肠图像进行图像显示和处理。

10 14. 根据权利要求1至11中任一项所述的方法,该方法用于对支气管树图像进行图像显示和处理。

15. 根据权利要求1至11中任一项所述的方法,该方法用于对液囊图像进行图像显示和处理。

16. 根据权利要求1至15中任一项所述的方法,其基于采用造影剂获
15 得的三维数据体(1)。

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(21至35)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
20 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(21至35)的操作部件。

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(21至35)的程序模块。

医学图像显示和处理方法、CT设备、工作站及程序产品

5 技术领域

本发明涉及一种显示和处理医学 3D 图像的方法。具有方法步骤：提供 3D 数据体，为该 3D 数据体预先给定观察者位置、查找射线以及图像点值。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理。由原始图像可以利用两维或三维显示（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、
15 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。

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。
20

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
30 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。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。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。对于优选的中央投影例如可以通过“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。

- 5 “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可见。
- 10 所有上述 3D 图像显示和处理方法都基于以适当的方式预先给定的图像点值来确定查找射线上的一个最终图像点。这最终导致在分析空间中对检查对象的感兴趣表面进行显示。但在很多情况下感兴趣的是，除了检查对象的表面还有表面下几厘米的组织。但对此迄今尚需在 3D 图像显示和处理的同时还要访问附加的 2D 显示，如在 MPR 或 STS 中。这由于在某种程度上须多次将 3D 显示转换为 2D 显示而被证明在操作中是非常耗时的。由此，为了仅在 2D 显示中
- 15 得出与诊断有关的细节，须放弃 3D 显示中具有优点的真实表示。

但期望的是在 3D 显示中有针对性地得出相关细节。由此才能实现对诊断判断完全足够的 3D 显示。

20 发明内容

在此，本发明要解决的技术问题是，提供一种用于显示和处理 3D 医学图像的方法和设备，使得诊断在医学图像的 3D 显示中得到简化，并使诊断判断得到改进。

- 25 本发明的技术问题是通过一种本文开头所述的方法来解决的，其具有下述方法步骤：

- 为分析空间提供三维数据体；
- 为分析空间的表面预先给定观察者位置、查找射线以及图像点值；
- 基于图像点值确定查找射线上的第一图像点，
- 使查找射线延伸到在第一图像点另一侧的扩展查找区域中；以及
- 30 - 基于具有一个或多个扩展图像点值的扩展图像点值域来确定查找射线在该扩展查找区域中的第二图像点，作为第一图像点的替代或附加图像点；

- 显示该第一图像点和/或第二图像点。

在此，本发明基于这样的考虑：在 3D 图像显示和处理的范围内使得能够看到显示的面积/表面之后。在本文开始所述方法的范围内，检查者的视线实际上仅能达到所述面积/表面，因为基于预先给定的图像点值确定的已是最终图像点。

而在本发明的方法中确定第一图像点。然后将该第一图像点用作查找射线延伸到该第一图像点另一侧的扩展查找区域中的起始点。接着在该扩展的查找区域中确定第二图像点。于是检查者有可能将视线投到按照现有技术确定的最终表面、而按照新概念首先预确定的表面之后。

10 在该方法中，基于对于一图像点值的扩展值域、即扩展的图像点值域来确定扩展查找区域中的第二图像点。因此，该第二图像点可以在必要时根据新的图像点值来确定，该新的图像点值不必与原始图像点值一致。以这种方式可以在扩展的查找区域中有针对性地对与诊断有关的细节进行细化或改进。

15 本发明基于这样的认知，即在 3D 显示的框架内可以进行有目的的诊断，其中，可在 3D 医学图像显示和处理的框架内为显示表面和深度信息提供共同的入口。在一个 3D 显示模件中共同显示表面和深度信息是一种能够进行多阶段诊断的基本创新。尤其是能够在 3D 显示的范围内就已可以有针对性地得到与诊断相关的细节。

20 优选地，交互地或自动地预先给定扩展的查找区域。检查者可以自行确定扩展的查找区域。值得期待的还有，检查者仅给出一定的诊断状况并根据一定的经验值来设置自动预先给出的查找区域。必要时还可以在菜单选择中为检查者提供若干优选的、必要时自动确定的查找区域。由此可以避免将扩展的查找区域选择得过小而使可用的深度信息过少。另一方面也可以避免使扩展的查找区域过大而接近高对比度区域，如骨架部分或骨骼区域。因为骨架或充有造影剂的血管通常表示与其环境相比可能以非常高的对比度显现并由此而将实际要检查的细节遮蔽的结构。因此，优选根据不同的诊断状况而协调和量化地特定于诊断状况来预先给定扩展查找区域。

25 优选在扩展查找区域中对查找射线进行参数化。查找射线的参数化优选用于计算机处理和扩展查找区域的量化。

30 按照本发明的变形，扩展的图像点值域可以根据应用而包含例如一个、多个或加权的扩展图像点值。由此，例如可以按照阈值的形式给出图像点值。另

一种可能性在于，以分级的阈值的形式给出多个图像点值的数目。最后按照多个图像点值的加权形式产生图像点值域。由此可以，尤其是在扩展的查找区域内将不同的细节同时作为图像点而参与图像显示。

5 优选交互地或自动地预先给定扩展的图像点值域。扩展的图像点值域应均衡地选出，以便以适当的方式提供深度信息。图像点值域（即对图像点值的选择）的值（如对比度值）不应过低，以避免缺乏深度信息，另一方面也不能过高，以避免接近如骨骼或充有造影剂的血管的过高对比度区域。

10 尤其优选地是交互地或自动地选择第二图像点作为替代的或附加的图像点。这样例如可以在该方法中实现对损伤的自动查找。损伤通常是指各种（如器官的）非正常结构或结构改变，特别是由于受伤或病变引起的。损伤常常可由其形状和大小来相当准确地描述和表征。对损伤的自动查找可通过计算机自动化的、对特定的表征损伤的几何结构的查找功能实现。由此例如可以快速地

15 将诊断重要的判断与所谓的“误肯定（Falsch-Positiv）”结果区分开来。优选显示具有图像点值的第一图像点。具有一个或多个扩展图像点值的第二图像点优选附加地显示在同一图像中或并行地显示在另一图像中。于是在这种扩展中只有第一图像点或只有第二图像点或两者参与 3D 显示。在此例如提供 MIP 显示。

20 在另一特别优选的扩展中，在图像点透镜（Bildpunktlinse）中保持和显示具有一个或多个扩展图像点值的第二图像点。图像点透镜也称为体素透镜。当第二图像点落入可由检查者控制的体素透镜区域时，该第二图像点就产生了。

此外还展现出，可有利地为上述方法补充能简化诊断的附加功能。因此在本发明方法的一种特别优选的扩展中，在考虑扩展查找区域的情况下输出最大值和/或最小值和/或中间值。在此尤其考虑该扩展查找区域的实际测得的 CT 值。

25 此外优选地，在考虑扩展查找区域的情况下输出图像点值的分布。在此尤其考虑在该扩展查找区域中实际测得的 CT 值。分布例如可以直方图的形式给出。

30 上述关于 3D 图像显示的概念尤其可以有效地在虚拟内窥镜的范围内实现。这样的虚拟内窥镜视图也称为内照射（endoluminal）视图，是指实际上的透视 VR 或透视 SSD。这种技术的首选应用领域是内窥镜也可进入的解剖结构。这些结构例如包括支气管树、大血管、结肠以及副鼻窦系统。此外，它还可用

于如肾囊区域和胃肠区域等内窥镜不可到达的区域。

上述概念可使本方法扩展到结肠镜、气管镜或囊镜 (Zisternoskopie) 领域。

由此可在所述方法的范围内对结肠、支气管树或液囊 (Zistern) 的图像、尤其是计算机断层造影或磁共振断层造影图像进行医学图像显示和处理。

- 5 上述概念在一种扩展中证明其对于基于在采用造影剂条件下获得的三维数据体的方法尤其有用。优选对上述结构施加造影剂。作为造影剂可以采用空气、CO₂、N₂、O₂、水或其它合适的造影剂。

- 10 该医学图像显示和处理的方法尤其优选是以计算机断层造影中的成像方法的形式实现的。但同样也可以对由其它模式如磁共振断层造影 (MRT) 或正电子发射断层造影 (PET) 获得的数据体实现。3D 数据体例如也可在三维超声波检查中获得。

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，其具有用于实施本发明方法的操作部件。

- 15 关于装置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，其具有用于实施本发明上述方法的方法步骤的操作部件。工作站尤其对于非活组织检查应用是有利的。它们优选被用于在监视器上进行判断。

操作部件尤其可以是可利用上述方法步骤执行或控制的单独的或组合的软件装置和/或硬件装置。

- 20 本发明还可用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实现，其具有用于实施上述方法的方法步骤的程序模块。

附图说明

- 25 下面借助附图描述本发明的实施例，其中示出：

图 1 示出在计算机断层造影中 3D 医学图像显示和处理的方法的一种优选实施方式的过程的示意图，其中示意性地示出了三维数据体；

图 2 示出 3D 医学图像显示和处理方法的优选实施方式的流程。

- 30 具体实施方式

图 1 以虚拟内窥镜为例示意性示出了在计算机断层造影中 3D 医学图像显

示和处理方法的一种优选实施方式的过程的示意图。虚拟内窥镜应形成虚拟内窥镜探头周围环境的透视图，并成功地应用于结肠、支气管树或血管的诊断。用于 VR 或 SSD 的算法允许以高质量观察结肠壁或支气管壁。在此为了计算利用充气内腔和周围组织之间的高对比度差异。多数情况下这样设置 VR 不透明度和颜色函数，使得从肠内腔、支气管内腔、血管内腔到周围组织即肠壁、支气管壁或血管壁的过渡被不透明地显示。尤其有教益的对诊断通常非常重要

5 的是，运动地并从不同的方向去观察这些结构，如通常利用内窥镜或手术显微镜所不能实现的那样。在此实际上是指飞过该立体，也称为所谓的“飞过”，其获得虚拟飞过组织体区域时的印象。

10 图 1 示意性示出准备的 3D 数据体 1。3D 数据体 1 尤其具有多个分别对应一个图像点值的图像点（体素）。一个标出的图像点例如是观察者位置 3。在本方法的范围内观察者位置 3 是预先给定的。此外还预先给定从观察者位置 3 出发的查找射线 5。在常规方法中，查找射线 5 一直持续到具有预先给定的图像点值 W 的图像点 7。这样的图像点值 W 例如可以按照阈值的形式给出，该阈值

15 值例如对应于在此以肠壁 9 的形式示意性示出的结肠的对比度值。这样找到肠壁 9，即假定查找射线 5 在图 1 所示方向上在图像点 7 的位置上有预先给定的图像点值 W。此前利用其它查找射线 5'、5'' 在变化的空间角度 α' 、 α'' 下对 3D 数据体 1 进行扫描。即在该过程中，检查者利用工作站或计算机断层造影设备查找由图像点值 W、W'、以及 W'' 表征的肠壁 9。

20 本发明的概念使得能够与迄今为止的方法相比不同地显示表面/面积（在此为肠壁 9）以下的组织。为此，与迄今的方法不同，基于图像点值 W 仅将图像点 7 确定为查找射线 5 上的第一、预先的图像点 7。然后使查找射线 5 延伸到在该预先的图像点 7 另一侧的扩展查找区域 11 中。然后在该扩展查找区域 11 中确定第二可选的图像点 13。在图 1 所示优选实施例中，为该可选图像点 13

25 在未详细示出的扩展图像点值域内分配扩展的图像点值 X。在该实施例中，检查者给出该扩展的图像点值 X，以便查找肠壁 9 后面的损伤。在此，以表征要查找的损伤的方式来选择扩展的图像点值 X。

在例如 CT 结肠造影中，感兴趣的例如是在虚拟内窥镜中息肉形的结构内是否充有气体或造影剂或气体微粒，以便不会走通过 MPR 显示被识别为粪便

30 残留物并由此而在诊断中可能将其忽视的弯路。此外，可以在检查结果肯定的情况下，例如通过识别包含的脂肪成分或在注入给定造影剂的情况下实现对息

肉形结构的差别诊断。在检查支气管树时，例如对可能位于支气管壁另一侧的癌的扩散和结构感兴趣。在这种情况下，附图标记 9 对应于支气管壁。于是根据在此所述的指导性的概念，将肠壁 9 或其它壁形式的表面后的图像点 13 形式的体素作为附加信息进行分析。

5 当通过 3D 数据体显示的身体部位是运动的部位时，与深度信息一起同时进行 3D 图像显示和处理是尤其有价值的。例如对肺部肿瘤的穿刺可能非常困难，因为一方面支气管壁非常薄，而另一方面支气管壁的位置也随着呼吸运动而不断地变化。但利用本发明的概念对位于支气管壁后的肺部肿瘤完全可能并且尤其可靠地穿刺，即使其离支气管壁很近也是如此。因为在此提出的概念提供深层信息，在本实施例中为扩展查找区域 11 中的信息。

10 在本实施例中，对扩展查找区域 11 进行适当的参数化。这样在结肠镜下，适当的扩展查找区域 11 就位于 1 至 2 厘米范围内。这样的距离度量在肠区域内是优选的距离度量。而在采用本发明概念的支气管镜的情况下则可能是其它情况，其中优选的，可将扩展查找区域 11 定义到深达肺部。还优选地是，将扩展查找区域 15 的百分比部分。在囊镜的情况下其它的准则可能是重要的。在每种情况下应将扩展查找区域 11 这样参数化，使得该扩展查找区域 11 分别按照对相应应用有利的方式被量化。作为 CT 图像显示一部分的预先图像点 13 的显示可以优选地在 MIP 中实现，其可以与原始内照射显示分离地显示，或也可以共同地作为叠加图显示。利用可选的阈值例如可以检测造影剂。超过阈值、即在结肠镜范围内例如检测到充有造影剂的粪便，可以通过对虚拟内窥镜中显示的表面进行着色来实现。在另一种实施方式中，设置多个阈值和用不同的颜色进行显示。在另一种实施方式中，对介于下阈值和上阈值之间的实际 CT 值进行分析并对其进行颜色编码的显示。在此可根据适用性对扩展查找区域 11 中的扩展图像点值进行加权。以这种方式可对扩展查找区域 11 中的所有图像点用不同的加权进行显示。在图 1 所示的实施方式中，仅保持了具有图像点值 W 的预先图像点 7 和具有扩展图像点值 X 的可选图像点 13。在监视器上进行判断时，检查者将肠壁 9 进行显示。根据需要他可以采用图像点透镜（所谓的体素透镜）将具有可选图像点值 X 的可选图像点 13 作为位于肠壁后的区域 17 的一部分加以显示。作为所述概念的这种应用的特别有利之处在于，在位于肠壁 9 另一侧的空间内自动查找损伤 19。因此例如可以查找看上去为息肉形的结构，其中，按照几何球形或圆形查找在肠壁 9 另一侧的空间。这

样的作为损伤 19 例子的圆形在图 1 所示实施例中作为区域 17 的一部分示出。

图 2 示出 3D 医学图像显示和处理方法的优选实施方式的流程图。在开始 21 该方法之后，在方法步骤 23 中提供 3D 数据体，其可以是图 1 所示的数据体 1。然后在方法步骤 25，预先给定观察者位置、查找射线以及图像点值，它们 5 可以是图 1 所示的观察者位置 3、查找射线 5 以及图像点值 W。接着在方法步骤 27，基于图像点值确定在查找射线上的预先图像点，其可以是图 1 所示的预先图像点 7。在方法步骤 29，使查找射线延伸到在该预先图像点另一侧的扩展查找区域中，其可以是图 1 所示的扩展查找区域 11。在方法步骤 31，在扩展查找区域中确定可选图像点，其例如可以是图 1 所示的可选图像点 13。在该方法 10 结束 35 之前，在方法步骤 33 中优选额外或并行于 3D 显示对扩展的查找区域进行分析以作为附加的深度信息。该方法的适当步骤可在层次 37 中重复，直至其它图像点也被处理为止。

在 3D 医学图像显示和处理框架内使得医学成像诊断方法同时得到简化和改进。为此本发明的概念从显示和处理 3D 医学图像的方法出发，其具有下述 15 方法步骤：提供 3D 数据体 1，为该 3D 数据体 1 预先给定观察者位置 3、查找射线 5 以及图像点值 W。该概念为了简化和改进还包括：基于图像点值 W 确定在查找射线 5 上的预先图像点 7，使查找射线 5 延伸到在该预先图像点 7 另一侧的扩展查找区域 11 中，以及确定在该扩展查找区域 11 中的可选图像点 13。

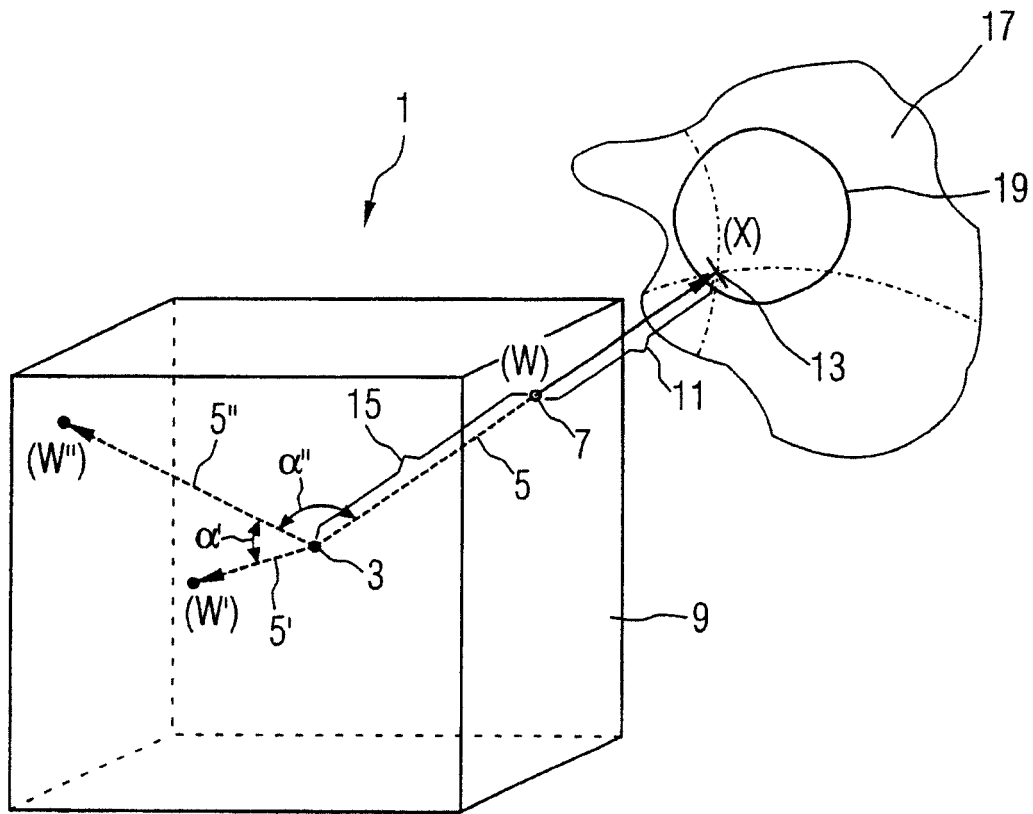


图 1

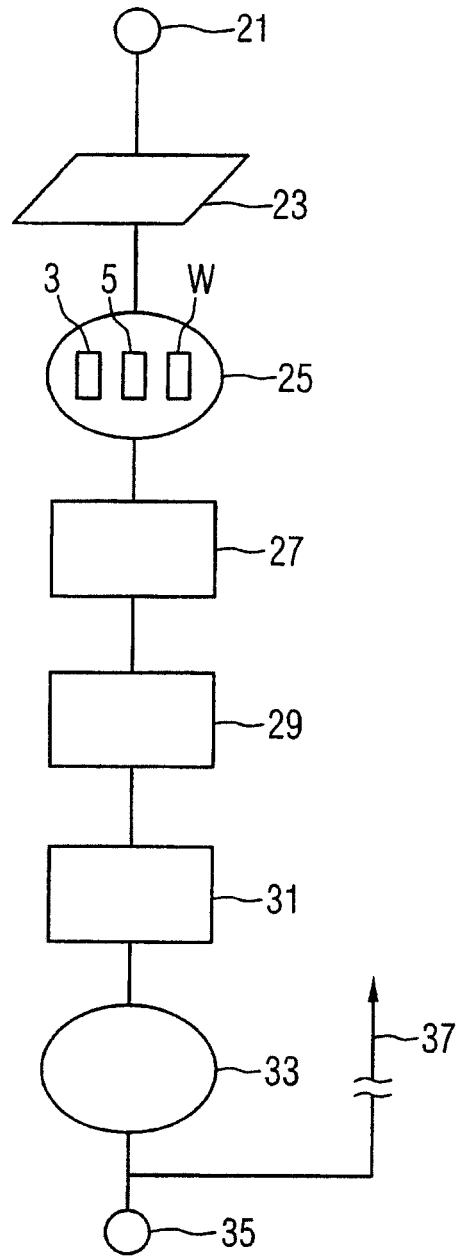


图 2

专利名称(译)	医学图像显示和处理方法、CT设备、工作站及程序产品		
公开(公告)号	CN1707523A	公开(公告)日	2005-12-14
申请号	CN200510076414.3	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	A61B6/03 A61B5/055 G06T15/08 G21K1/12 H05G1/60 G06T15/10		
CPC分类号	A61B6/466 G06T15/08 G06T2210/41		
代理人(译)	马莹 邵亚丽		
优先权	102004027708 2004-06-07 DE		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

医学成像诊断方法在显示和处理医学3D图像的方法的范围内同时得到了简化和改进。为此本发明涉及一种显示和处理医学3D图像的方法，步骤为：为分析空间提供3D数据体；为分析空间的表面预先给定观察者位置、查找射线以及图像点值。为了简便和改进还包括：基于图像点值确定在查找射线上的第一图像点，使查找射线延伸到在第一图像点另一侧的扩展查找区域中；基于具有一个或多个扩展的图像点值的扩展图像点值域来确定查找射线在该扩展查找区域中的第二图像点，作为第一图像点的替代或附加的图像点；以及显示该第一图像点和/或第二图像点。

