

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 1/00 (2006.01)
G06F 17/00 (2006.01)



[12] 实用新型专利说明书

专利号 ZL 200420009870.7

[45] 授权公告日 2006 年 6 月 14 日

[11] 授权公告号 CN 2787139Y

[22] 申请日 2004.11.18

[21] 申请号 200420009870.7

[73] 专利权人 中国科学院自动化研究所

地址 100080 北京市海淀区中关村东路 95 号

[72] 设计人 张晓鹏 刘剑飞

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司
代理人 周国城

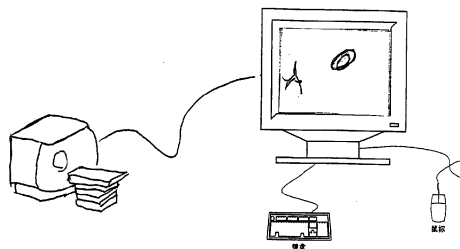
权利要求书 1 页 说明书 10 页 附图 3 页

[54] 实用新型名称

虚拟内窥镜的可见性分块绘制装置

[57] 摘要

本实用新型涉及医学图像处理与科学计算可视化相结合的技术领域，特别是一种虚拟内窥镜的可见性分块绘制装置。由输入装置，中间的处理装置，输出装置组成，输入装置连接于中间的处理装置，中间的处理装置连接于输出装置，输入装置、中间的处理装置、输出装置依次顺序连接。览的屏幕图像以文件的形式记录下来。可见性分析和分块处理主要是用于虚拟现实、实时绘制和以及医学影像分析中。



1. 一种虚拟内窥镜的可见性分块绘制装置，其特征在于，由输入装置，中间的处理装置，输出装置组成，输入装置连接于中间的处理装置，中间的处理装置连接于输出装置，输入装置、中间的处理装置、输出装置依次顺序连接。

2. 根据权利要求 1 的虚拟内窥镜的可见性分块绘制装置，其特征在于，输入装置是 CT/MRI 机器。

3. 根据权利要求 1 的虚拟内窥镜的可见性分块绘制装置，其特征在于，中间的处理装置是核心部分，是 PC 机。

4. 根据权利要求 1 的虚拟内窥镜的可见性分块绘制装置，其特征在于，输出装置连接显示器。

虚拟内窥镜的可见性分块绘制装置

技术领域

本实用新型涉及医学图像处理与科学计算可视化相结合的技术领域，特别是一种虚拟内窥镜的可见性分块绘制装置。

背景技术

最近几年，虚拟内窥镜被广泛地应用于人体器官的检查中。结合了医学图像处理和计算机图形学技术，虚拟内窥镜逐渐地取代了传统内窥镜。与传统内窥镜相比，虚拟内窥镜是一种完全无接触式的检查手段，它无需往病人体内插入异物，从而极大地减轻了病人的痛苦，同时还能到达常规内窥镜无法检查的区域，视点方向改变容易，可以使一次检查数据重复使用。

但伴随着医学影像设备的飞速发展，医学图像的分辨率也越来越高。虽然现在的计算机硬件水平也得到了飞速发展，但总也赶不上数据量的增长。具体到我们所研究的虚拟内窥镜，也不可避免的遇到这样的问题，主要表现在其对实时显示所带来的困难。虚拟内窥镜因为在人体内漫游，因此漫游的速度是衡量系统性能的重要指标。一般来说，若计算机每秒能够显示 15 幅画面，人眼即不会感觉到抖动。但对虚拟内窥镜而言，每秒 5 幅左右也是可以接受的，因为它是用于医疗检查，医生需要仔细观察，变化太快反而不利，但太慢了又会影响工作效率。例如市场上的商品虚拟内窥镜软件（如 GE 的 Advanced Windows）一般都要两三秒才能显示一幅画面，这就太慢了。事实上这也是虚拟内窥镜软件发展的瓶颈所在，难点也在于此。

为了加快绘制的速度，在虚拟内窥镜中陆续提出了一些典型方法，主要可分为面绘制和体绘制。

1 面绘制

通过 Marching Cubes 方法从数据场中抽取物体表面的几何信息，进而生成观察对象的计算机表示（通常是三角片网格），面绘制以此为基础进行显示。但伴随着医学影像设备的飞速发展，医学图像的分辨率越来越高，这就使得产生的面片数越来越庞大。如果直接对全部面片数据进行绘制，则漫游达不到实时的要求，这就需要降低面片的绘制量。目前有两种提高面绘制速度的方法：网格化简和可见性分析。

曹勇等将 Hoppe 的 progressive meshes（渐进网格）方法首次应用到虚拟内窥镜中，并根据医学数据的特点，对该方法做了一些应用上的改进。器官的入口处的化简做了严格的限制，防止因为化简破坏了数据原有的拓补性。同时对一些错误的边折叠做了惩罚约束，以使该方法更加适合虚拟漫游。李光明将网格化简和与视点相关的细分结合起来以加快虚拟漫游。根据医学图像的特点，通过改进误差准则的 QEM 方法对重建后的三维模型进行简化，得到简化的基网格，同时记录下原始网格与基网格的映射关系；然后在绘制时，对视点内的部分进行细分，并根据映射关系调整细分顶点的位置，使其更逼近于原始模型。

虽然通过网格化简可加快漫游的速度，但是图像的质量并不能得到保证。在虚拟内窥镜中，为了使用户能够更快更正确地确定病变体的位置，漫游时的图像质量应该始终放在第一位。在漫游时，因为视点始终与肠壁很近，任何化简以后的数据都会造成图像质量的减低，而这样的化简甚至会造成病变小息肉的消失。由于内窥镜的检查环境是封闭的区域，因此通过分块操作可以建立 Portal（入口）和 Cell（封闭区域）这样的结构来进行可见性分析。通过肠道的弯曲特性，Hong 提出了基于中心线的分块，在漫游时将 Portal 上的点投影到屏幕坐标上，并通过 Z-缓存计算块与块之间的可见性。Knapp 加强了中心线分块的操作，解决了在肠道隆起区域的分块。

2 体绘制

一些虚拟内窥镜系统采用虚拟摄像机来模拟现实中的摄像机，所以

很自然地采用光线投射来进行虚拟摄像机的成像；通过表面检测方法来获取表面点的位置与方向，再通过光照模型就可以得到最终的成像结果。最常用的光照模型是 Phone 光照模型，它综合考虑了物体表面的吸收、反射和透射三种效应。光线投射法是基于 Phone 光照模型的。通过
5 该方法，可以直接得到每个检测到的表面点到光学中心（焦点）的距离。所以，除了最终生成的图像之外，还可以获得场景的表面信息和深度信息，这将有利于实现在虚拟内窥镜体数据的漫游。而且光线投射法，在一定条件约束下，照射光线以特定的透视几何形状从显示体积内部发出来，穿过三维图像的体元，生成许多表面视图。通过适当修改方法和透
10 视显示参数，所生成的虚拟表面视图就能够有效地模拟那些用真内窥镜获取的图像。

为了完成虚拟内窥镜体数据的实时真实感绘制，在内窥镜体绘制时可以应用一种体数据动态精简技术。对于内窥镜图像的绘制，仅需对与视点有关的数据进行绘制，需处理的数据仅仅局限于视点附近，体绘制
15 的取景体可定义为一个四棱锥。这样每次绘制仅对此四棱锥中的数据进行透视体绘制。由于四棱锥的数据量在整个数据场总数据量中所占比例非常小，对于每次绘制，四棱锥之外的信息无需考虑，所以很容易实现实时显示。此外，Gobetti 等将高性能显卡中的纹理映射技术应用于虚拟内窥镜。但是纹理映射缺乏阴影，使漫游的图像缺乏真实性。此外纹
20 理内存的容量也限制了显示的数据量。József 使用光线跟踪方法来判断空的体素以减少绘制时间。Mehran 将体数据细分成很多的体素块，通过光线跟踪方法计算这些体素块边界体素之间的可见性，然后将直接体绘制方法用于那些可见的体素块上。

在虚拟内窥镜中，为了使得医生能够更快更正确地确定病变体的位
25 置，漫游时的图像质量应该始终放在第一位。但直接对器官网格模型的所有多边形全部绘制，则漫游达不到实时的要求，这就需要降低绘制模型的多边形量。综合比较以上两种绘制方法，本实用新型采用可见性分析来降低绘制模型的多边形数量。

发明内容

本实用新型欲解决的技术问题是虚拟内窥镜中的漫游加速和图像质量保持以及如何将该技术很好的和硬件结合在一起。为此，本实用新型的目的是提供一种虚拟内窥镜的可见性分块绘制装置。

- 5 本实用新型是基于可见性分析和中心线的方法的人体器管网格模型实时渲染方法。该方法首先对中心线进行光滑处理以消除漫游中的“镜头抖动”现象，同时使该中心线更加有利于分块处理。然后根据肠道的饶曲特性和气管的分叉特性，通过中心线的特征对网格数据进行分块。同以往基于中心线的分块方法相比，我们的分块方法更加合理。最后该
- 10 方法将建筑物漫游中的可见性分析应用于虚拟内窥镜中，第一次实现了对分叉的可见性计算和分块处理。它不仅加快了漫游的速度，而且使漫游的图像质量得到了保证。

15 虚拟内窥镜是计算机图形图像处理与虚拟现实技术在医学领域的应用，通过构建虚拟人体模型和计算机显示技术实现人体内窥观察，为真实的物理内窥镜检查提供功能补充，在临床上具有重要的意义。

在本节中我们首先具体说明我们的方法，然后描述它和硬件相结合的实用新型装置。

- 20 通过研究虚拟内窥镜中基于可见性分析的漫游方法，我们发现当前的方法都是先分块得到 cell 然后再计算这些 cell 之间的可见性。这样的分块对于可见性来说并不合理，因为在漫游时会造成在某些视点的 cell 比较多，而在某些视点的 cell 比较少，使漫游速度不均匀。我们的方法将建筑物漫游中的可见性计算和医学模型的特点结合起来，对实时绘制给出了自己的解决方法。通过光滑后的中心线得到分块的初始位置，再结合可见性的分析对这些分块位置进行调整，使最终的分块对可见性是
- 25 最优的。

我们的可见性绘制方法是 Hong 方法的一种推广，通过可见性和中心线来确定分块，并且将这样的分块方法推广到具有分叉的气管漫游。该方法包括四个部分：中心线光滑、网格分解、可见性计算、Cells 和 Portals 的建立。

- 30 我们提出的可见性分析和分块处理主要是用于虚拟现实、实时绘制

和以及医学影像分析中。同以往的分块方法相比，我们第一次提出了分块的5个准则。通过这些准则，不仅使分块有了监督的标准，而且对类似的虚拟环境中的分块也有很强的指导意义。

附图说明

- 5 图 1. 中心线的阶梯效应示意图。
图 2. 中心线光滑示意图。
图 3. 网格分解示意图。
图 4. 网格分解后示意图。
图 5. 不同可能边界点的判断角比较图。
- 10 图 6. Cell 的边界面 Portal 示意图。
图 7. 可见性计算示意图。
图 8. 分枝上 portal 位置的确定示意图。
图 9. 是本实用新型的虚拟内窥镜的可见性分块绘制装置结构图。
图 10 是装置的方框图。

15

具体实施方式

1 中心线光滑

在虚拟内窥镜中，为了保持漫游时镜头的稳定性，需要一条平滑的中心线。但路径提取是基于体素空间的，因此中心线是由一系列离散
20 点所组成，这就产生了“阶梯效应”，如附图 1 所示。通过对中心线的分段线性化来光滑中心线，不仅可以消除小的跳跃现象，而且还可以得到中心线段之间的分块信息。

Bitter 采用 B-样条曲线对离散的中心线进行光滑，得到的曲线虽然能够很好的解决阶梯效应，但是对分块的意义不大，尤其对于弯曲和分
25 叉的物体。在我们的方法中，通过对中心线的分段线性化来光滑中心线，不仅可以消除小的跳跃现象，而且还可以得到中心线段之间的分块信息。

假设 $S\{X_1, X_2, \dots, X_n\}$ 是指中心线上所有的中心点所组成的一个点集。 $s\{X_1, X_2, \dots, X_m\}$ 是 S 中的一个 m 个点的子集合。 D 表示光滑后中心线上的点和以前中心线上点之间的距离阈值。最优的直线段 l 是指将点集 $s\{X_1, X_2, \dots, X_m\}$ 投影到 l 得到一组新的点集 $s'\{X'_1, X'_2, \dots, X'_m\}$, 满足 $\max(|X_1 - X'_1|, |X_2 - X'_2|, \dots, |X_m - X'_m|) < D$ 且 m 为 5 满足该条件的点的最大数目的线段。一条光滑的中心线 L 就是由许多最优的直线段 l 所组成。附图 2 为中心线光滑的过程, 其中黑线是原始的中心线, 经过光滑处理后变为光滑的中心线。

在执行中心线光滑时, 我们采用了贪婪方法, 它包括以下两步:

10 **步骤 1:** 设定一个初始值 n 。从当前的第 i 点选择 n 个前后相连的点集 $\{X_i, X_{i+1}, \dots, X_{i+n}\}$ 。连接 X_i 和 X_{i+n} 得到初始的线段 l , 将点集 $\{X_i, X_{i+1}, \dots, X_{i+n}\}$ 投影到 l 上得到另外一个点集 $\{X'_i, X'_{i+1}, \dots, X'_{i+n}\}$ 。

步骤 2: $distance = |X_j - X'_j|$, $i < j < i+n$ 。

15 如果 $\exists distance > D$, 则 $n = n - 1$ 。继续步骤 1, 直到 $\forall distance < D$, $m = n$ 。

如果 $\forall distance < D$, 则 $n = n + 1$ 。继续步骤 1, 直到 $\exists distance > D$, $m = n - 1$ 。

2 网格分解

20 网格分解是 cell 和 portal 建立的基础。它通过切割平面和网格相交, 对网格进行分解。在网格分解中, 最重要的是如何确定分割处网格的边界点和边界线, 附图 3 显示了网格分解的过程, 切割平面为图中的虚线, 图 4 的虚线为分解后网格上的边界线。

25 我们的方法是基于中心线的网格分解, 首先通过中心线上的点来确定分割平面, 但光滑后的中心线只有点的坐标信息, 因此需要计算点的法向量才能确定分割平面的位置。在光滑后的中心线上, 每段折线上点的法向量都是一样的, 因此关键是求取不同线段之间连接点的法向量。我们的计算方法是通过连接点前后的两个中心点的法向量求平均, 从而得到每个中心点的坐标 O 和法向量 V , 进而通过 S 和 V 确定分割平面 P 。

$dis(P, x)$ 表示了点 x 和切割平面 P 之间的距离。网格分解开始于网格中离切割平面最短点的选择，数学表达为：

$\arg \min_x dis(P, x)$ ，其中 x 是网格中的任意一点。

5 为了加快选择过程，可通过中心点上的半径值来设定一个包围盒，当网格点在该包围盒之外则不需进行计算，在包围盒以内，则通过上面的公式判断是否为最小值。在选择了初始点 A 以后，为了使得边界点的搜索沿着固定的方向，防止“绕圈”现象的产生，可以建立一个以点 O 为中心，以 OA 作为判断角初始边的参考系，如附图 5 所示。

10 如果当前选定的边界点是附图 5 中的点 B ，则其他点的选择可通过以下两个条件来确定：

1. $\arg \min dis(p, x)$ ， x 为与点 B 相连的点。
2. 极角必须增大。如果当前极角是 $\angle AOB$ ，那么极角 $\angle AOD$ 和 $\angle AOC$ 必须比 $\angle AOB$ 大，其中 C 和 D 都是可能的边界点。

通过上面的判断条件，最终可以得到附图 5 中的所表示的边界线。

15 3 可见性计算

在虚拟场景的可见性计算中，网格数据往往被分成很多封闭的 Cell。通过估算当前视点能够看到的 cell，并只对这些 cell 进行绘制，可大大的降低面片的渲染时间。此外，虚拟内窥镜中并未存在像建筑物漫游中需要经常对网格数据修改的问题，比如在建筑物漫游中常常出现“在某处加一个窗户，或加一个房间”这样的修改问题。因此在我们的可见性绘制方法中，可见性和分块的计算都在预处理中完成。

25 经过网格分解，可得到每个 Cell 上的边界点，但这些边界点并不共面。这些边界点可投影到分割平面，得到附图 6 所表示的不规则多边形 ABCDEFGHIJK。通过这样一个不规则的多边形计算可见性是很困难的，在我们的方法中通过最小外接圆来取代这个不规则多边形。此外，外接圆也可以很好的模拟肠道并消除各向异性的影响。

Cell 和 Cell 之间的可见性计算可通过判断两个 Cell 之间是否存在不受阻挡的光线来判断。很明显，这样的光线一定穿过 Cell 与 Cell 之间 Portal。附图 7 显示了可见性计算的过程。在 P_n 处的切割平面是 S_n ， $n=1$,

2, 3 ……。 $Project(S_n, P_n)$ 表示 P_n 投影到切割平面 S_n 的面积。 $Visible(C_n, C_m)$ 表示判断两个 Cell C_n 和 C_m 之间的可见性。如果 $Visible(C_n, C_m)$ 是 TRUE, 则 C_n 和 C_m 是可见的。否则, C_n 和 C_m 是不可见的。

假设当前的视点位于 C_1 , P_1 是连接 C_1 和 C_2 的 portal。因为该 portal
5 是当前视点的最大可见性区域, 因此初始的非遮挡光线区域的面积是 P_1 。通过附图 7 可以得出如下的结论:

因为 $P_1 \neq 0$, 因此 $Visible(C_1, C_2) = \text{TRUE}$ 。

$P_1^2 = Project(S_2, P_1)$ 。如果 $P_1^2 - P_2 > 0$, $Visible(C_1, C_3) = \text{TRUE}$ 。否则 $Visible(C_1, C_3) = \text{FALSE}$ 。

10 $P_1^3 = Project(S_3, P_1^2)$ 。如果 $P_1^3 - P_3 > 0$, $Visible(C_1, C_4) = \text{TRUE}$ 。否则 $Visible(C_1, C_4) = \text{FALSE}$ 。

根据以上的推导,任意两个 Cell 的可见性都能够被确立。

4 Cells 和 Portals 的建立

我们的目的是为了减少绘制时当前视点所看到的 Cell 数目, 因此切
15 割平面位置的选取是非常重要的。根据肠道的弯曲特性, 切割平面可以非常方便地在肠道中选取, 但是在分叉处的切割平面的选取上存在着困难。同以往基于中心线的分块方法相比, 我们的方法结合可见性分析解决了分叉处的分块问题以及块的大小和可见性的平衡问题。

在描述如何建立 cell 和 portal 之前, 首先描述五个分块要求:

- 20
1. 中心线上转折点的位置可作为初始的分块位置。
 2. cell 的长度必须在一定的阈值范围之内。
 3. 肠道上最窄的位置是分块的最优位置。

分叉处的分块使分叉前的 cell 和分叉以后的 cell 互不可见。

4. Cell 的面片数必须超过一定的阈值。

25 cell 和 portal 的建立是我们方法的核心, 它包括以下四个步骤:

1. 初始化 Portal 的位置

经过光滑操作, 中心线可很好的指导分块, 所有中心线上的线段连接点都可以作为 portal 的初始位置。

2. 分叉处的网格切割

在处理分叉的时候，主枝干上的 portal 的位置首先被确定。根据要求 1，离分叉最近的初始 portal 位置被选定。然后计算该位置和分叉位置之间的距离，判断是否满足要求 2。再根据 cell 的最大和最小长度确定一个范围，通过该范围在分叉附近寻找肠道最窄的位置。

- 5 当位于主枝干的 portal 位置被确定以后，接下来需要确定分枝上 portal 的位置，并且使该位置的 portal 满足要求 4。确定分枝上 portal 的位置包括以下两步：

(1) 粗计算

- 10 直接结合可见性和网格分解来确定分枝上 portal 的位置是十分耗时的。幸运的是包含距离信息的中心线上的每个点 O 都包含该点的坐标信息 S 和该点到边界的最短距离 R ，可表示为 $O(S, R)$ 。在图 5、8 中，将中心点 O 投影到切割平面 P 可得到一个新点 $O'(S', R')$ 。在附图 6 中，每个 portal 都可表示为 $P(S, R)$ ， S 是该 portal 的中心， R 是 portal 的半径。从分叉处开始寻找满足 $distance(O_B'(S_B', R_B'), P(S, R)) < (R_B + R)$ 和
- 15 $distance(O_C'(S_C', R_C'), P(S, R)) < (R_C + R)$ 的初始位置，最终可得到附图 8 中的 B 和 C 两点。

(2) 精确计算

- 如附图 8 所示，分叉处精确的位置可以从粗计算得到的初始位置 B 和 C 处开始寻找。沿着两条分枝逐点地寻找新的 portal P_1 和 P_2 ，直到 P_1 和 P_2 满足 $Project(P, P_1) - A < 0$ 和 $Project(P, P_2) - A < 0$ 为止。最终可得到分枝上 portal 的位置 D 和 E。
- 20

3. 调整最终的 portal 的位置

保持分叉处的 portal 位置不变，包括主枝干和分枝上的 portal。调整其他的 portal 以满足条件 2。

25 4 与硬件结合的装置图

- 本实用新型的主要实际作用是为了降低虚拟内窥镜的硬件成本。在当前流行的虚拟内窥镜平台都是基于工作站的，而本方法所结合的硬件装置是 PC 机。因为我们的方法是通过可见性计算加速了虚拟漫游，因此一般的 PC 机就可以满足医生的诊断要求。图 9 给出了本实用新型的虚拟内窥镜的可见性分块绘制装置结构图，是装置的实物图。图 10 是装置的
- 30

- 方框图。虚拟内窥镜的可见性分块绘制装置，由输入装置 1，中间的处理装置 2，输出装置 3 组成，输入装置 1 连接于中间的处理装置 2，中间的处理装置 2 连接于输出装置 3，输入装置 1、中间的处理装置 2、输出装置 3 依次顺序连接。其中输入装置 1 一般为 CT/MRI(核磁共振) 5 机，但也可以通过计算机网络进行传输。中间的处理装置 2 是本文技术的处理核心 PC 机。输出装置 3 连接显示器或者计算机网络，可以通过鼠标或者键盘对当前的显示结果进行实时交互，并可以实时的将当前的运行结果通过计算机网络传输出去，以进行远程诊断。

具体实现方式

- 10 所有的实验都是在一台 P4 2.4G，512MB 内存，操作系统为 Windows 2000 的 PC 机上完成的，显示部分使用了标准的 OpenGL 图形函数库。

可见性绘制方法在两种数据上进行了测试：简单气管和复杂气管。实验数据列举在表 5-2 中。

表 1.可见性绘制方法的实验数据。

	面片数	块的个数	分块时间 (秒)	绘制时间 (秒)
简单数据	26979	4	109.203	0.016
复杂数据	21401	10	76.891	0.015

15

20

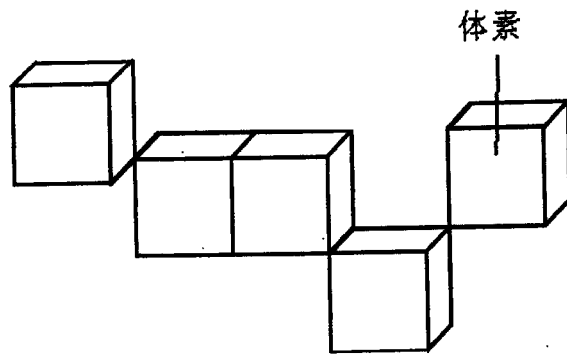


图 1

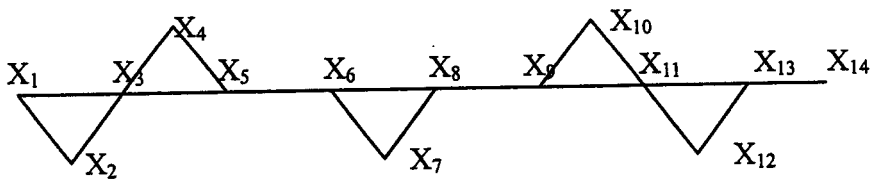


图 2

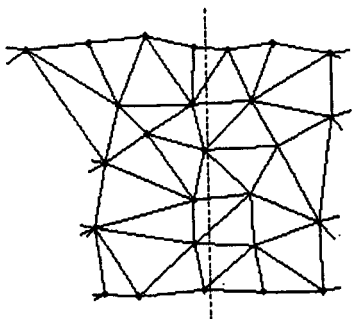


图 3

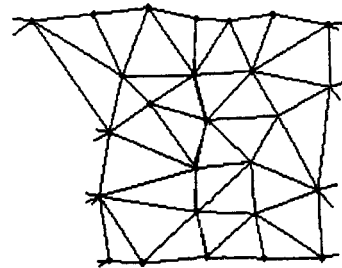


图 4

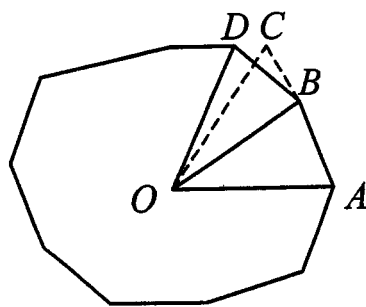


图 5

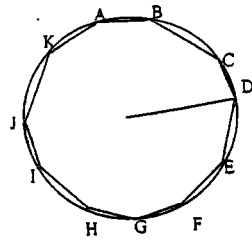


图 6

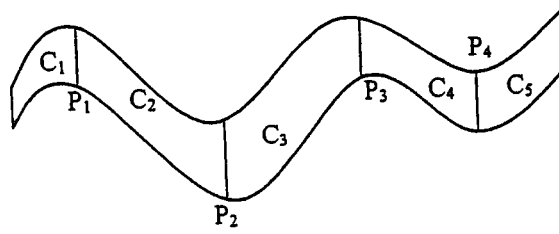


图 7

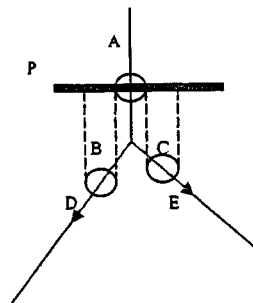


图 8

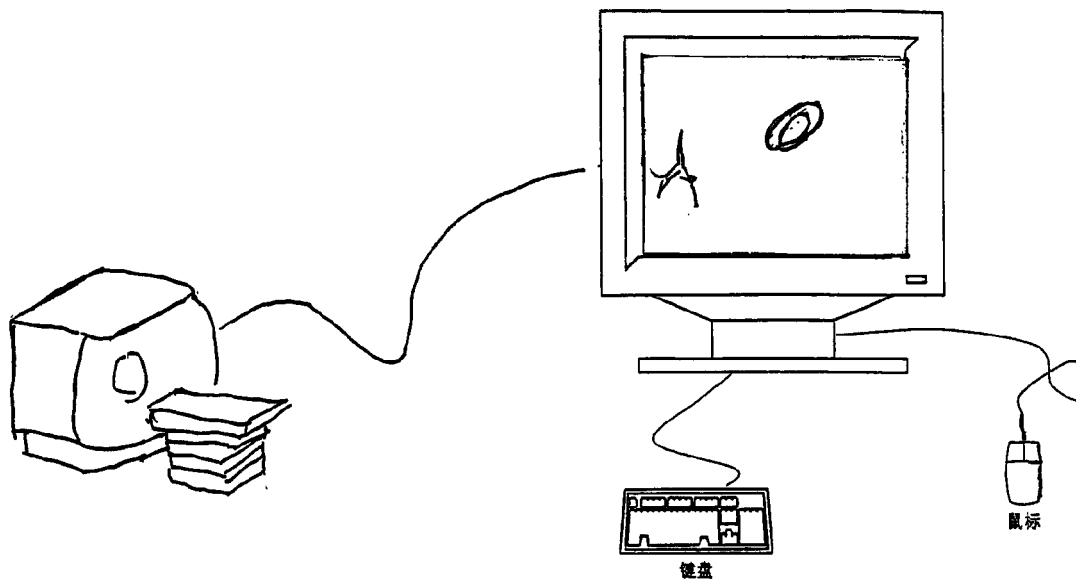


图 9

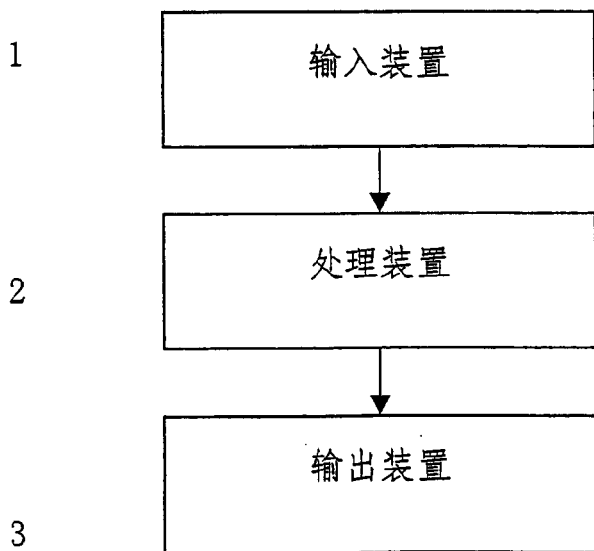


图 10

专利名称(译)	虚拟内窥镜的可见性分块绘制装置		
公开(公告)号	CN2787139Y	公开(公告)日	2006-06-14
申请号	CN200420009870.7	申请日	2004-11-18
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学院自动化研究所		
申请(专利权)人(译)	中国科学院自动化研究所		
当前申请(专利权)人(译)	自动化研究所中科院的		
[标]发明人	张晓鹏 刘剑飞		
发明人	张晓鹏 刘剑飞		
IPC分类号	A61B1/00 G06F17/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型涉及医学图像处理与科学计算可视化相结合的技术领域，特别是一种虚拟内窥镜的可见性分块绘制装置。由输入装置，中间的处理装置，输出装置组成，输入装置连接于中间的处理装置，中间的处理装置连接于输出装置，输入装置、中间的处理装置、输出装置依次顺序连接。览的屏幕图像以文件的形式记录下来。可见性分析和分块处理主要是用于虚拟现实、实时绘制和以及医学影像分析中。

