



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710101291.3

[43] 公开日 2008年10月22日

[11] 公开号 CN 101290685A

[22] 申请日 2007.4.20
 [21] 申请号 200710101291.3
 [71] 申请人 美国西门子医疗解决公司
 地址 美国宾夕法尼亚州
 [72] 发明人 M·A·古尔森 H·德

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
 代理人 卢江 魏军

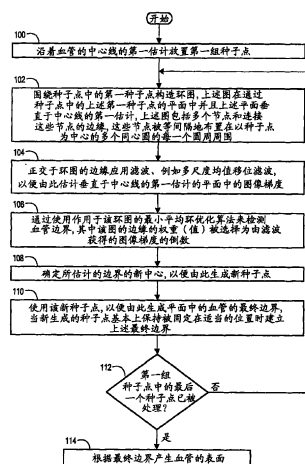
权利要求书2页 说明书8页 附图9页

[54] 发明名称

冠状动脉的三维建模

[57] 摘要

一种用于产生血管的三维图像的方法。沿着血管的中心线的第一估计放置第一组种子点。在通过种子点的平面中围绕种子点中的第一种子点构造环图。该图包括多个节点和连接这些节点的边缘。在以种子点为中心的多个同心圆的每一个圆周周围等间隔地布置所述节点。该方法正交于环图的边缘应用滤波，例如多尺度均值移位亮度检测，以便由此估计血管的边界。确定所估计的边界的新中心，以便由此生成新种子点。使用新种子点重复所述方法，以便由此生成平面中的血管的最终边界。



1. 一种用于产生血管的三维图像的方法，包括：
 - (a) 沿着血管的中心线的第一估计放置第一组种子点；
 - (b) 围绕种子点中的第一种子点构造环图，上述图位于通过种子点中的上述第一种子点的平面中并且上述平面垂直于中心线的第一估计，上述图包括多个边缘；
 - (c) 正交于该环图的边缘应用滤波，以便由此估计上述垂直于中心线的第一估计的平面中的图像梯度；
 - (d) 通过使用作用于该环图的最小平均环优化算法来检测血管边界，其中该图的边缘的权重（值）被选择为由滤波获得的图像梯度的倒数；
 - (e) 确定所估计的边界的新中心，以便由此生成新种子点；
 - (f) 使用新种子点重复 (b) - (e)，以便由此生成上述平面中的血管的最终边界，当新生成的种子点基本上保持被固定在适当的位置时建立上述最终边界；
 - (g) 针对第一组种子点中的每一个种子点重复 (b) - (f)；以及
 - (h) 根据最终边界产生血管的表面。
2. 根据权利要求1所述的方法，其中所述滤波包括多尺度均值移位亮度滤波。
3. 根据权利要求1所述的方法，其中所述图包括多个节点和连接这些节点的边缘，上述这些种子点被等间隔地布置在以该种子点为中心的多个同心圆的每一个圆周周围。
4. 一种用于产生血管的三维图像的方法，这种方法包括：
 - (a) 沿着血管的中心线的第一估计放置第一组种子点；
 - (b) 围绕种子点中的第一种子点构造环图，上述图位于通过种子点中的上述第一种子点的平面中并且上述平面垂直于中心线的第一估计，上述图包括多个节点和连接这些节点的边缘；
 - (c) 正交于该环图的边缘应用滤波，以便由此估计上述垂直于中心线的第一估计的平面中的图像梯度；
 - (d) 使用作用于该环图的最小平均环优化算法来检测血管边界，其中该图的边缘的权重被选择为由滤波获得的图像梯度的倒数；以及

(e) 确定所估计的边界的新中心, 以便由此生成新种子点。

5. 根据权利要求4所述的方法, 包括使用新种子点重复(b)-(e), 以便由此生成上述平面中的血管的最终边界, 当新生成的种子点基本上保持被固定在适当的位置时建立上述最终边界。

6. 根据权利要求5所述的方法, 包括针对第一组种子点中的每一个种子点重复这种方法。

7. 根据权利要求6所述的方法, 包括根据最终边界产生血管的表面。

8. 根据权利要求4所述的方法, 其中所述滤波包括多尺度均值移位亮度滤波。

9. 根据权利要求3所述的方法, 其中所述图包括多个节点和连接这些节点的边缘, 上述这些节点被等间隔地布置在以种子点为中心的多个同心圆的每一个圆周周围。

冠状动脉的三维建模

相关申请的交叉引用

本申请要求 2006 年 4 月 21 日提交的、序列号为 60/794,294 的美国临时申请的优先权，上述申请被结合于此以作参考。

技术领域

本发明通常涉及冠状动脉的三维 (3D) 建模。

背景技术

如在本领域中公知的，由于图像采集设备的技术进步、例如多探测器 CT 的引入，冠状动脉病理的无创诊断成为现实。尽管这些进步的确显著提高了图像质量，但这种病理的诊断仍然需要高级的分割、量化和可视化算法。冠状动脉的精确分割是困难的问题。具体而言，冠状动脉的物理尺寸相当小，即它们的横截面常常占据几个像素。因而，它们与其他血管相比对噪声和部分体积效应要敏感得多。血管的亮度沿着血管、特别是在较细的分支处显著减小。附近的亮结构的存在为分割和可视化算法引入附加困难。

在 CE-CTA/MRA 中针对血管的分割已经提出了许多血管分割算法，例如 S.Aylward 和 E.B.E 所著的 Initialization, noise, singularities, and scale in height-ridge traversal for tubular object centerline extraction (IEEE Trans. on Medical Imaging, 21(2):61-75, 2002 年); K.Krissian、G.Malandain、N.Ayache、R.Vaillant 和 Y.Trousset 所著的 Model based multiscale detection of 3d vessels (IEEE Conf. CVPR, 第 722-727 页, 1998 年); K.Siddiqi 和 A.Vasilevskiy 所著的 3d flux maximizing flows (International Workshop on Energy Minimizing Methods In Computer Vision, 2001 年); D.Nain、A.Yezzi 和 G.Turk 所著的 Vessel segmentation using a shape driven flow (MICCAI, 2004 年); 和 O.Wink、W.J.Niessen 和 M.A.Viergever 所著的 Multiscale vessel tracking (IEEE Trans. on Medical imaging, 23(1):130-133, 2004 年)。然而，相对较少的分割算法特别关注于冠状动脉 (参见 C.Florin、R.Moreau-Gobard 和 J.Williams 所著的

Automatic heart peripheral vessels segmentation based on a normal mip ray casting technique (MICCAI, 第 483-490 页, 2004 年)和 Y. Yang、A. Tannenbaum 和 D. Giddens 所著的 Knowledge-based 3d segmentation and reconstruction of coronary arteries using CT images (Int. Conf. of the IEEE EMBS, 第 1664-1666 页, 2004 年))。

通常, 大多数分割算法产生二元血管图。由于冠状血管在尺寸上很小, 因此即使在精确的离散分割结果的情况下根据这样的图量化病理也容易出错。因而, 为了精确量化, 需要附加的子体素表面建模。通常, 直接根据原始数据确定这样的血管模型在计算上有挑战并且稳健性需要重大的工程计划。

尽管冠状横截面边界的精确检测在狭窄量化中是决定性的, 但是这样的边界也可以被用于构造冠状动脉的 3D 几何模型。近来, Tek 等人 (H. Tek、A. Ayvaci 和 D. Comaniciu 所著的 Multi-scale vessel boundary detection, Workshop of CVBIA, 第 388-398 页, 2005 年) 提出了一种基于多尺度模型的用于非常精确地检测血管边界的方法。(序列号为 No. 11/399,164 的美国专利申请, 申请日为 2006 年 4 月 6 日, 发明名称为 “Method and apparatus for detecting vessel boundaries (检测血管边界的方法和装置)”, 发明人为 Huseyin Tek、Alper Ayvaci 和 Dorin Comaniciu, 该申请作为 2006 年 11 月 23 日公开的美国专利公开 2006/262988 被公开, 受让人与本专利申请的受让人相同, 该申请的主题被结合于此以作参考)。

如在本领域中也是公知的, 最小平均环算法已被用于血管横截面边界检测。近来, Jerymin 和 Isikawa (参见 I. Jermyn 和 H. Isikawa 所著的 Globally optimal regions and boundaries as minimum ratio cycles (IEEE Trans. PAMI, 23(10):1075-1088, 2001 年) 将该方法用于有向图以进行图像分割。在最小平均环算法背后的主要思想是在图中找到环 (轮廓), 使得其平均成本是最小的。环的平均成本简单地是该环的所有边缘权重之和除以其长度, 该环的边缘数目。在数学上, 令 $G=(V, E)$ 为具有 n 个顶点 (V) 和 m 个加权边缘 (E) 的图。 G 的环 C 是这样一条路径, 使得它由边缘的子集组成并且其第一节点是最后一个节点。环的总成本和长度分别是该环的边缘的权重之和

$w(C)$ 和长度之和 $|C|$ 。

最小平均环算法使环的总成本除以其长度 $w(C)/|C|$ 最小化。有几种用于实施最小平均环算法的算法。为了计算效率、即 $O(m)$ 和精度，一种这样的算法被称为 Howard 算法，该算法在 J. Cochet-Terrasson、G. Cohen、S. Gaubert、M. M. Gettrick 和 J. P. Quadrat 的论文 Numerical computation of spectral elements in max-plus algebra (Conf. on System Structure and Control, 1998 年) 中被描述。

发明内容

根据本发明，提供了一种用于产生血管的三维图像的方法。所述方法包括沿着血管的中心线的第一估计放置第一组种子点。围绕种子点中的第一种子点构造环图，上述图位于通过种子点中的上述第一种子点的平面中并且上述平面垂直于中心线的第一估计。所述图包括多个节点和连接这些节点的边缘。所述方法正交于环图的边缘应用滤波，以便由此估计垂直于中心线的第一估计的平面中的图像梯度。通过使用作用于环图的最小平均环优化算法来检测血管边界，其中图的边缘的权重（值）被选择为由滤波获得的图像梯度的倒数。确定所估计的边界的新中心，以便由此生成新种子点。使用新种子点重复所述方法，以便由此生成平面中的血管的最终边界，当新生成的种子点基本上保持被固定在适当的位置时建立上述最终边界。针对第一组种子点中的每一个种子点重复所述方法。根据最终边界产生血管的表面。

在一个实施例中，所述方法正交于环图的边缘应用多尺度均值移位，以便由此估计垂直于中心线的第一估计的平面中的图像梯度。

在一个实施例中，所述图包括多个节点和连接这些节点的边缘。所述节点被等间隔地布置在以种子点为中心的多个同心圆的每一个圆周周围。

本发明的一个或多个实施例的细节在附图和下面的描述中进行阐述。本发明的其他特征、目标和优点将根据说明书和附图以及根据权利要求书而显而易见。

附图说明

图 1 是根据本发明的方法的流程图；

图 2A-2D 示出根据本发明的用于构造图并且将上述图应用于血管

的横截面图像和用于检测血管的边界的方法；

图 2E 描绘叠加在图 2E 中所示的血管图像上的图，上述边界根据本发明来确定；

图 2F 示出计算正交于该图的边缘的图像梯度的例子；

图 3 示出不同血管的 2D 分割结果，顶行显示典型冠状血管（2），钙化，分支；底行显示腹主动脉瘤（AAA）和颈动脉的内外边界，观察到种子点也被描绘；

图 4 示出由于附近结构而丢失的边界根据本发明通过最小平均环算法而平滑地闭合，其中左边图像上的线显示可能的图像边缘；

图 5 示出即使种子点在血管外部，根据本发明的方法也能够检测血管边界；

图 6A 描绘初始中心线模型和相应的横截面边界；图 6B 描绘校正后的中心线模型，并且图 6C 显示校正后的路径和边界的 3D 可视化；

图 7A 显示根据两个连续轮廓构造 3D 三角形表面；图 7B 示出即使初始中心轴曲线通到血管外部也可以获得正确的建模；以及图 7C 显示在会合点处的 2D 轮廓，3D 表面模型根据这些交叉轮廓的并集被构造；以及

图 8 示出 CTA 中的冠状动脉的 3D 构造。

各个图中的相似的附图标记表示相似的元件。

具体实施方式

现在参考图 1，示出了方法的流程图。简短地，该方法包括在步骤 100 中沿着血管的中心线的第一估计（手动地、或者使用计算机算法自动地）放置第一组种子点。围绕种子点中的第一种子点构造环图，上述图位于通过种子点中的上述第一种子点的平面中并且上述平面垂直于中心线的第一估计。该图包括多个节点和连接节点的边缘。在步骤 102 中等间隔地在以种子点为中心的多个同心圆的每一个圆周周围布置所述节点。在步骤 104 中所述方法正交于该环图的边缘应用滤波、例如多尺度均值移位亮度检测，以便由此估计垂直于中心线的第一估计的平面中的图像梯度。替代地，可以通过其他技术来计算图像梯度。在步骤 108 中通过使用作用于该环图的最小平均环优化算法来检测血管边界，其中该图的边缘的权重（值）被选择为由多尺度均值移位滤波获得的图像梯度的倒数。在这里，使用 Howard 算法。

在步骤 108 中确定所估计的边界的新中心，以便由此生成新种子点。在步骤 110 中使用新种子点重复所述方法，以便由此生成平面中的血管的最终边界，当新生成的种子点基本上保持被固定在适当的位置时建立上述最终边界。针对第一组种子点中的每一个种子点重复所述方法。在步骤 112 中根据最终边界产生血管的表面。

更具体地，可以根据二元分割算法、例如 T. Deschamps 和 L. Cohen 所著的 *Fast extraction of minimal paths in 3d images and applications to virtual endoscopy (Medical Image Analysis, 5(4):281-299, 2001 年)*；和 S. Olabarriaga、M. Breeuwer 和 W. Niessen 所著的 *Minimum cost path algorithm for coronary artery central axis tracking in CT images (MICCAI, 2003 年)* 获得中心线，或者可以粗略地由用户创建中心线。

接着，如下构造环图：在平面中建立节点的阵列。更具体地，在以如上所述的那样所估计的种子点为中心的同心圆中以有规律的角度布置所述节点。因而，每个节点具有唯一的半径 r 和与参考轴的唯一角偏差 a ，即每个节点具有可以以极坐标 r, a 表示的唯一的位罝，如针对图 2B 中突出显示的具有极坐标 r_1, a_1 的示范性节点所示的。接着，针对每个指定节点，构造在图 2B 中用箭头所示的三个边缘。更具体地，所述边缘在起始节点处并且在以下附加条件下终止于最靠近指定起始节点三个终止节点：终止节点必须以比起始节点的角度更大的角度被定位，例如对于在 r_1, a_1 处的示范性起始节点来说，终止节点具有角度 a_2, a_3 和 a_4 ，其中： a_2 大于 a_1 ； a_3 大于 a_1 ；并且 a_4 大于 a_1 。因而，在这里终止节点具有极坐标： r_2, a_2 ； r_3, a_3 ；和 r_4, a_4 。接着，从起始节点到三个终止节点中的每一个构造线（在这里被称为边缘）。因而，参考图 2B 中的例子，三个边缘 E1、E2 和 E3 被构造。在图 2C 中显示了完成的图。

现在参考图 2D，示出了血管的图像，上述图像是通过经过如上所述的那样所估计的中心线而获得的。应当注意的是，血管更亮（即在中心区域中具有更大的亮度，同时背景、即相邻组织在更暗的、即亮度更小的区域中被示出）。当从种子点（即血管的所估计的中心）向外前进时，通过观察亮度的变化（即亮度梯度）来检测血管的边界。图 2C 的图被叠加在该图像上，如图 2E 中所示。该图中的每个边缘具

有与其相关的成本值。在这里，根据本发明，如图 2F 中的箭头所示，根据正交地应用于边缘的多尺度移位滤波器来计算边缘的梯度值（或成本）。多尺度移位滤波在上面所引用的序列号为 No. 11/399,164、申请日为 2006 年 4 月 6 日、发明名称为“Method and apparatus for detecting vessel boundaries”、发明人为 Huseyin Tek, Alper Ayvaci 和 Dorin Comaniciu、作为 2006 年 11 月 23 日所公开的美国专利公开 2006/262988 被公开、受让人与本专利申请的受让人相同的美国专利申请中被描述，该专利申请的主题被结合于此以作参考。

在传统的基于图的表示中，图的边缘的成本被指定为图像梯度的函数。常常通过取对应于边缘的两个顶点的像素的亮度差来计算这样的图像梯度。如果结构边界具有隔离的台阶边缘的形式，则这将是好的。然而，实际上，即使在单个横截面血管边界时，扩散边缘、低对比度边缘和间隙边缘也经常出现。根据这些亮度轮廓的边缘的稳健和精确检测需要在多个尺度中进行边缘检测。在该方法中，将首先在 H. Tek、A. Ayvaci 和 D. Comaniciu 所著的 Multi-scale vessel boundary detection (Workshop of CVBIA, 第 388-398 页, 2005 年) 中所提出的基于多尺度均值移位的边缘检测用于环图，参阅上述文章，其主题被结合于此以作参考。具体而言，均值移位分析（参见 D. Comaniciu 和 P. Meer 所著的 Mean shift: A robust approach toward feature space analysis (IEEE Trans. PAMI, 24(5):603-619, 2002 年)）已经被用于检测亮度数据的边缘。然而，由于目标边界常常处于多个空间和范围尺度中，因此结果的稳健性和精度大大地取决于均值移位分析的空间和范围尺度参数的选择。Tek 等人（H. Tek、A. Ayvaci 和 D. Comaniciu 所著的 Multi-scale vessel boundary detection (Workshop of CVBIA, 第 388-398 页, 2005 年)）研发了一种基于几何结构的算法，该算法在多个尺度中沿着 1D 射线应用空间滤波器尺寸算子。最佳范围核尺寸直接来自包含在空间核之下的亮度数据。在该框架中，通过使用边缘强度函数和亮度局部模式来组合从多个滤波器获得的边缘（H. Tek、A. Ayvaci 和 D. Comaniciu 所著的 Multi-scale vessel boundary detection (Workshop of CVBIA, 第 388-398 页, 2005 年)）。

应当注意的是，在传统方法中，由于缺少隐含的对象表示，因此

不能正交于感兴趣的边界计算边缘的成本。然而，在这里，种子点的存在隐含地限定结构的内部，因而正交于边缘执行梯度计算。换句话说，所述方法简单地从正交于边缘的射线获取样本并且沿着该边缘执行多尺度边缘检测，这在图 2E 中被示出。所述方法使用该边缘的权重的多尺度边缘响应的倒数，如上面结合图 2F 所述的。

确定所估计的边界的新中心，以便由此生成新种子点。使用该新种子点重复所述方法，以便由此生成平面中的血管的最终边界，当新生成的种子点基本上保持被固定在适当的位置时建立这样的最终边界。最终血管边界在图 2F 中被示出叠加在这样的血管的原始图像上。

针对第一组种子点中的每一个种子点重复所述方法。根据最终边界产生血管的表面。

图 3 示出由上述方法对冠状血管边界、颈动脉和腹主动脉瘤(AAA)的横截面边界检测结果。通常，由于 CTA 中血栓和其周围之间的低对比度，因此 AAA 中的血栓边界的检测相当困难。需要注意的是所述方法能够相当精确地获得该边界。

由于以下几个原因，所述方法适合于计算血管横截面边界：具体而言，(i) 它总是返回单个闭合的且平滑的轮廓，该轮廓与典型的血管边界一致。(ii) 例如由于附近的血管，血管边界上的丢失边缘通过平滑的轮廓段、即椭圆片段自然地闭合，参见图 4。(iii) 由于它计算“平均”成本，因此不存在轮廓的基于其尺寸的显著偏好。大多数基于图切割的算法常常相对于大的轮廓段而优选小的轮廓段，因而常常导致显著误差。(iv) 它在计算上是高效的，即它在 Pentium IV 2.5GHz PC 上花费不到 0.5 秒。(v) 结果的精度独立于种子点的位置，参见图 5。

图 6A 示出初始中心线模型和相应的横截面边界。通过算法校正后的中心线和横截面边界在图 6B 和 6C 中被显示。应当注意的是该算法对初始路径中的误差是稳健的。具体而言，有可能的是中心线模型 100 可以部分地行进到血管外部，如在区域 102 中那样。在这样的情况下，横截面边界的种子点落在正确的横截面边界之外。如果种子点在血管外部，则最小平均环算法产生 2D 轮廓，该轮廓包括种子点和血管边界的大部分，参见图 5 和图 7B。这些结果并不意外，原因是该算法用平滑的椭圆曲线段隐含地闭合边界的丢失部分。观察到从该横截面边界

的中心检测到的新中心线点落在血管的内部。因而，在血管外部的路径点被拉向血管的实际中心。目前，每个血管分支通过所述方法被独立地建模。应当观察到不同分支的横截面边界 104 在会合点 106 处彼此交叉，参见图 7。在这样的位置中，横截面边界的并集被用于构造 3D 表面模型。图 8 示出根据该算法获得的 3D 冠状血管模型。

已描述了本发明的多个实施例。然而，应理解的是，可以在不脱离本发明的精神和范围的情况下进行各种修改。因此，其他实施例在以下权利要求的范围内。

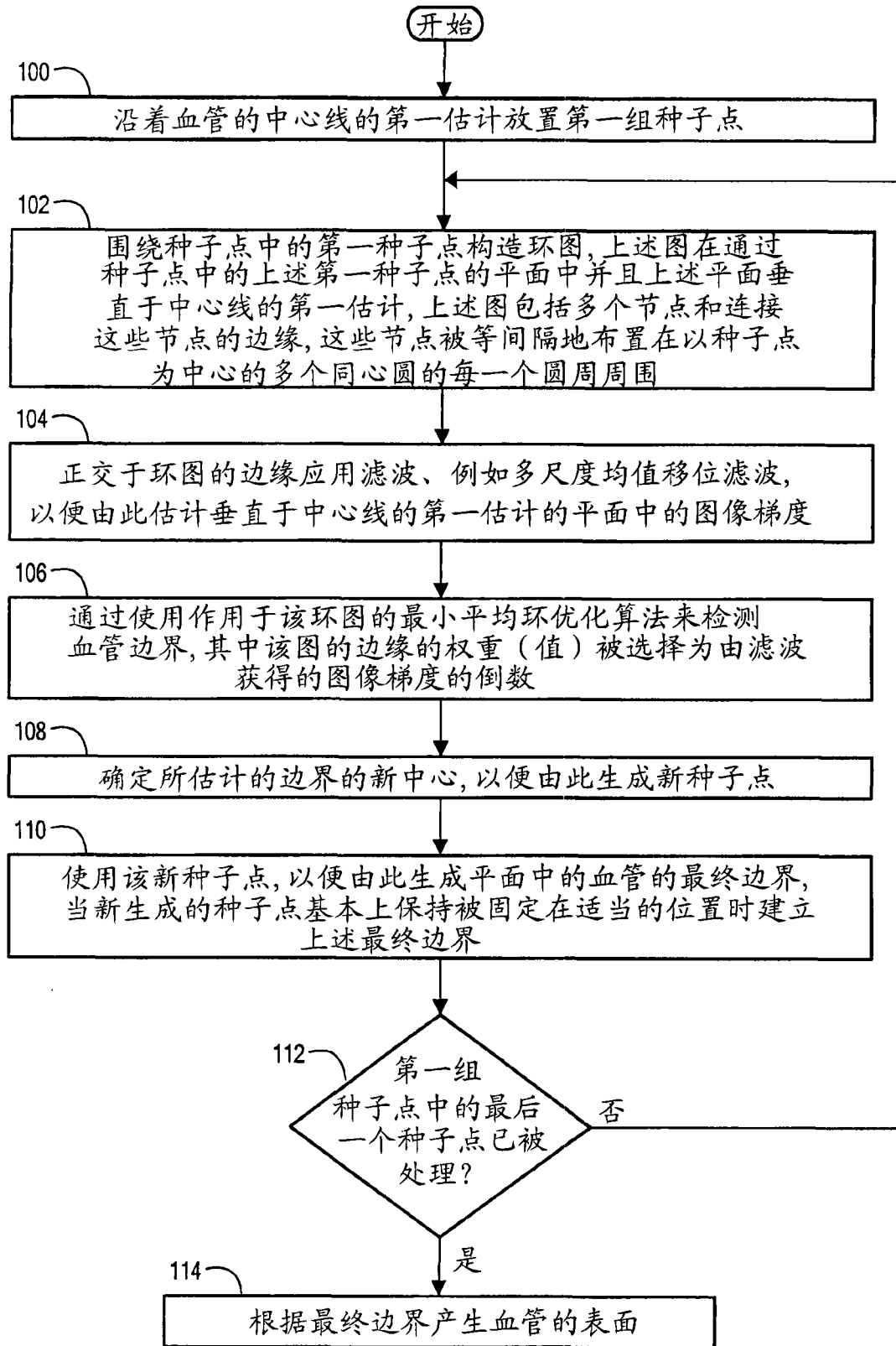


图 1

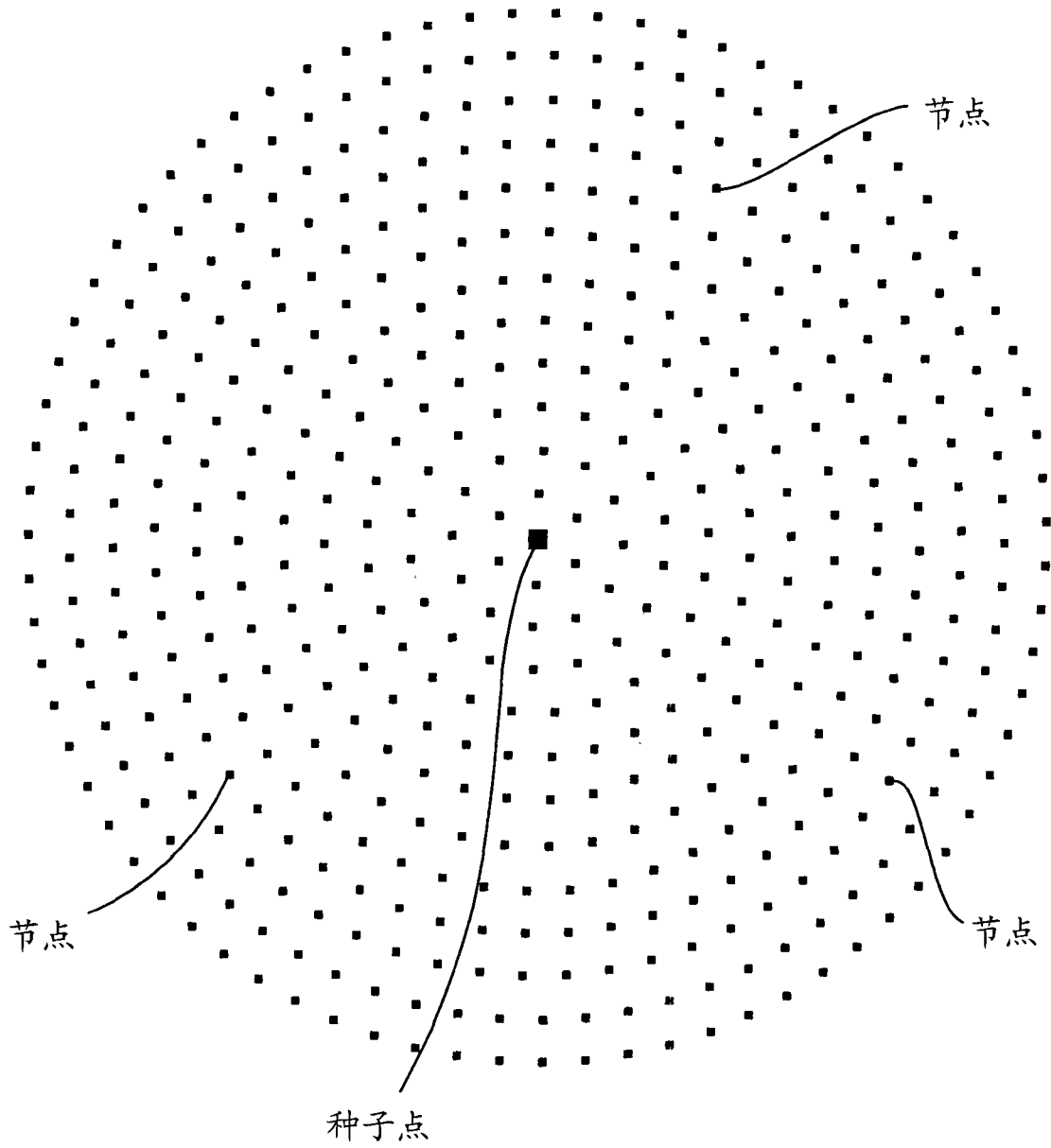


图 2A

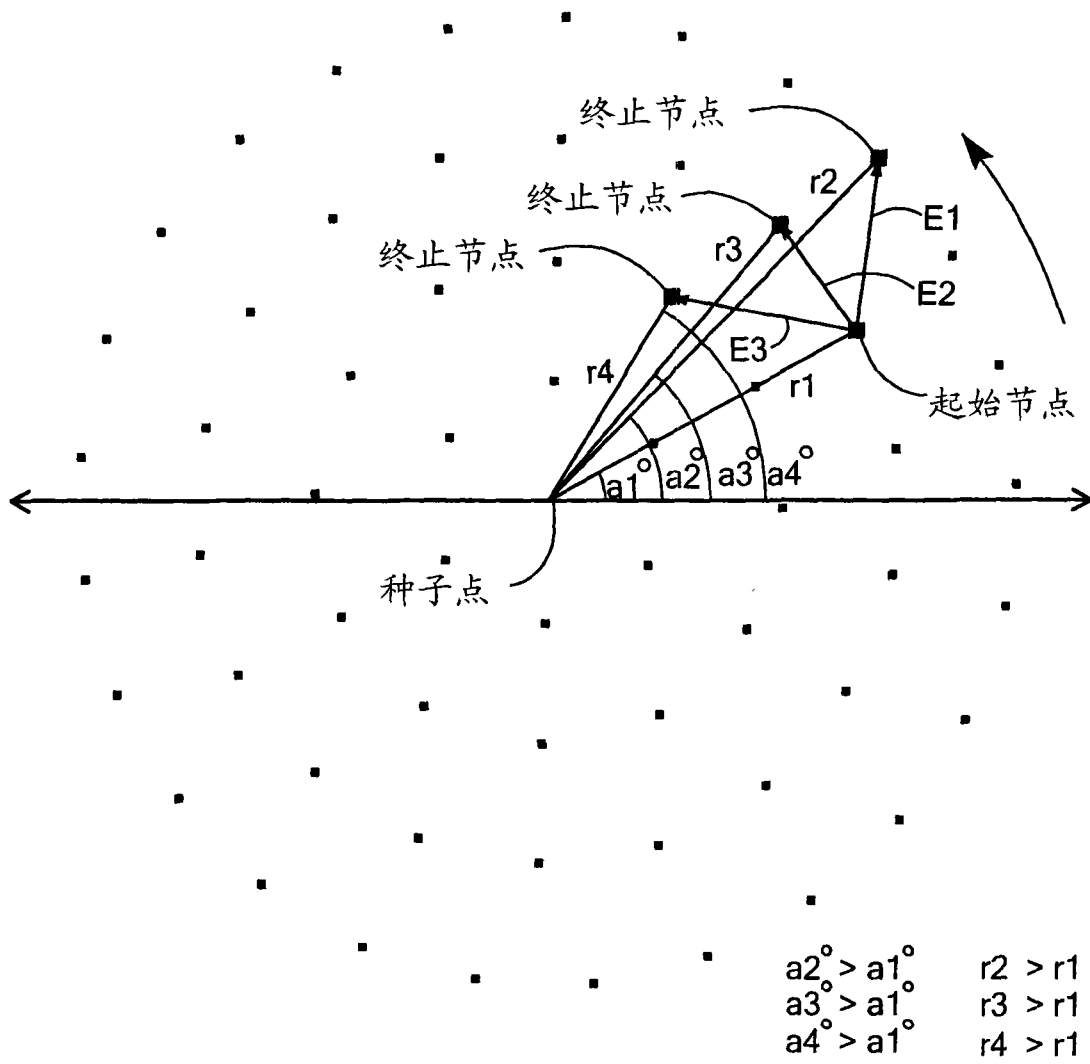


图 2B

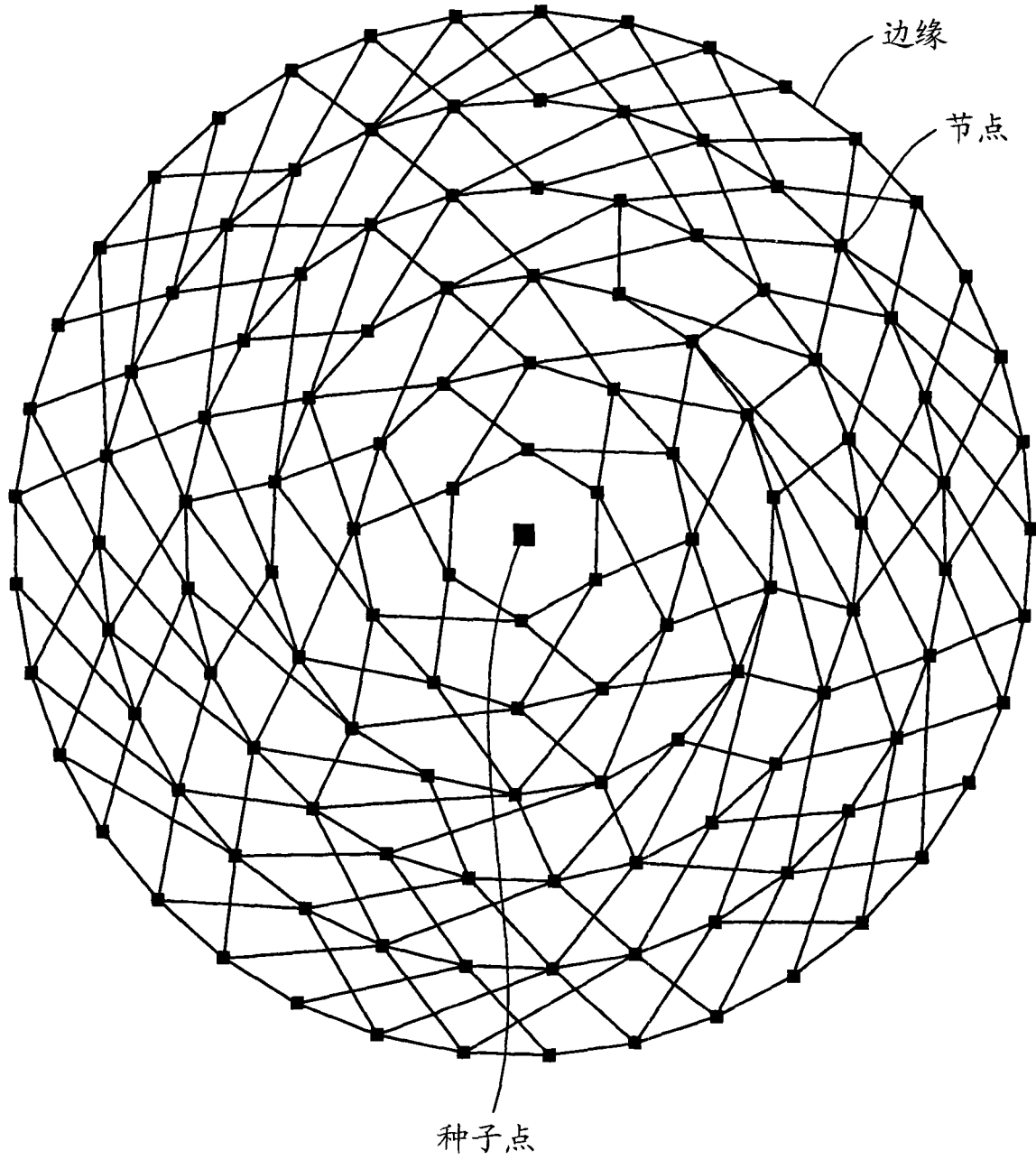


图 20

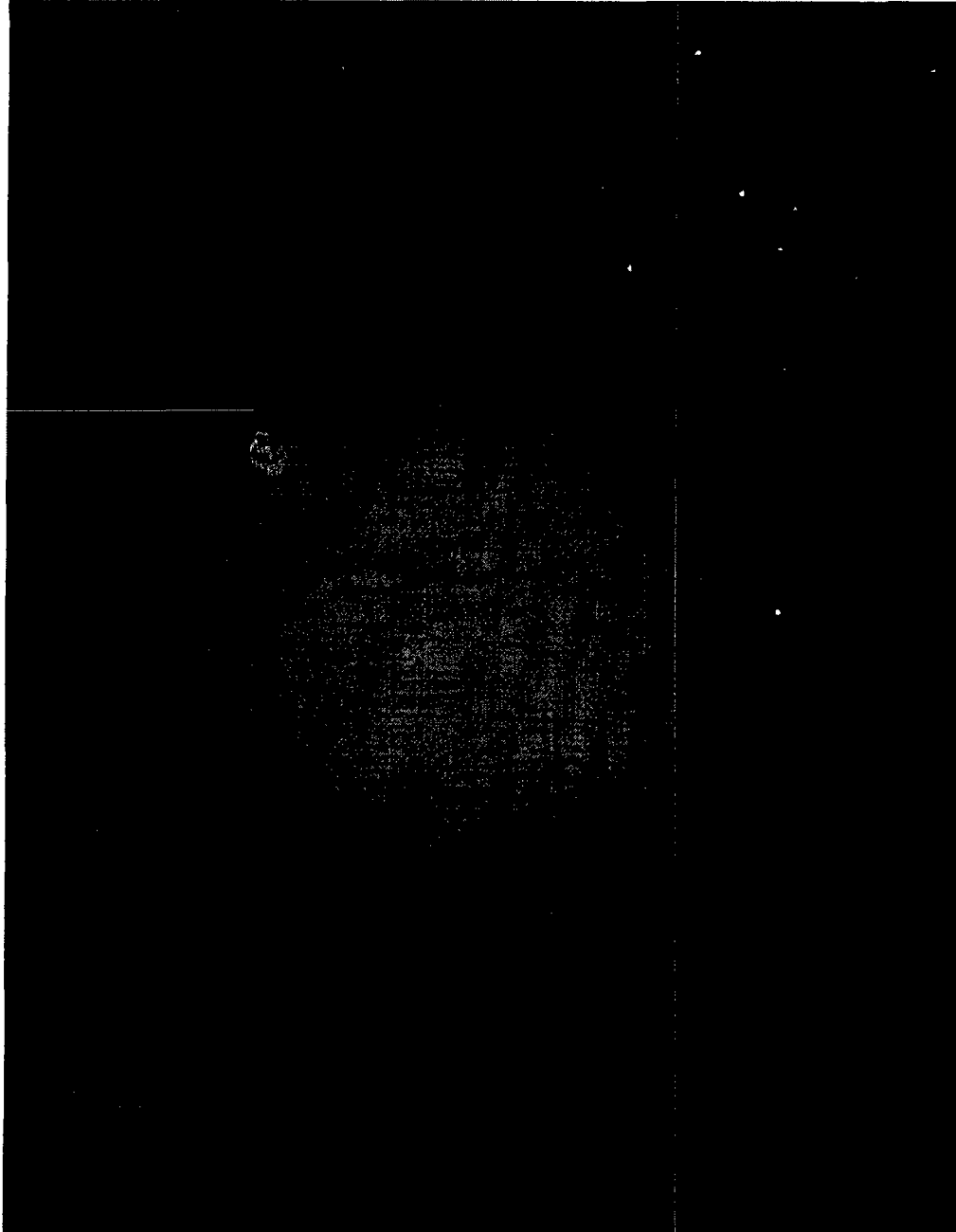


图 2D

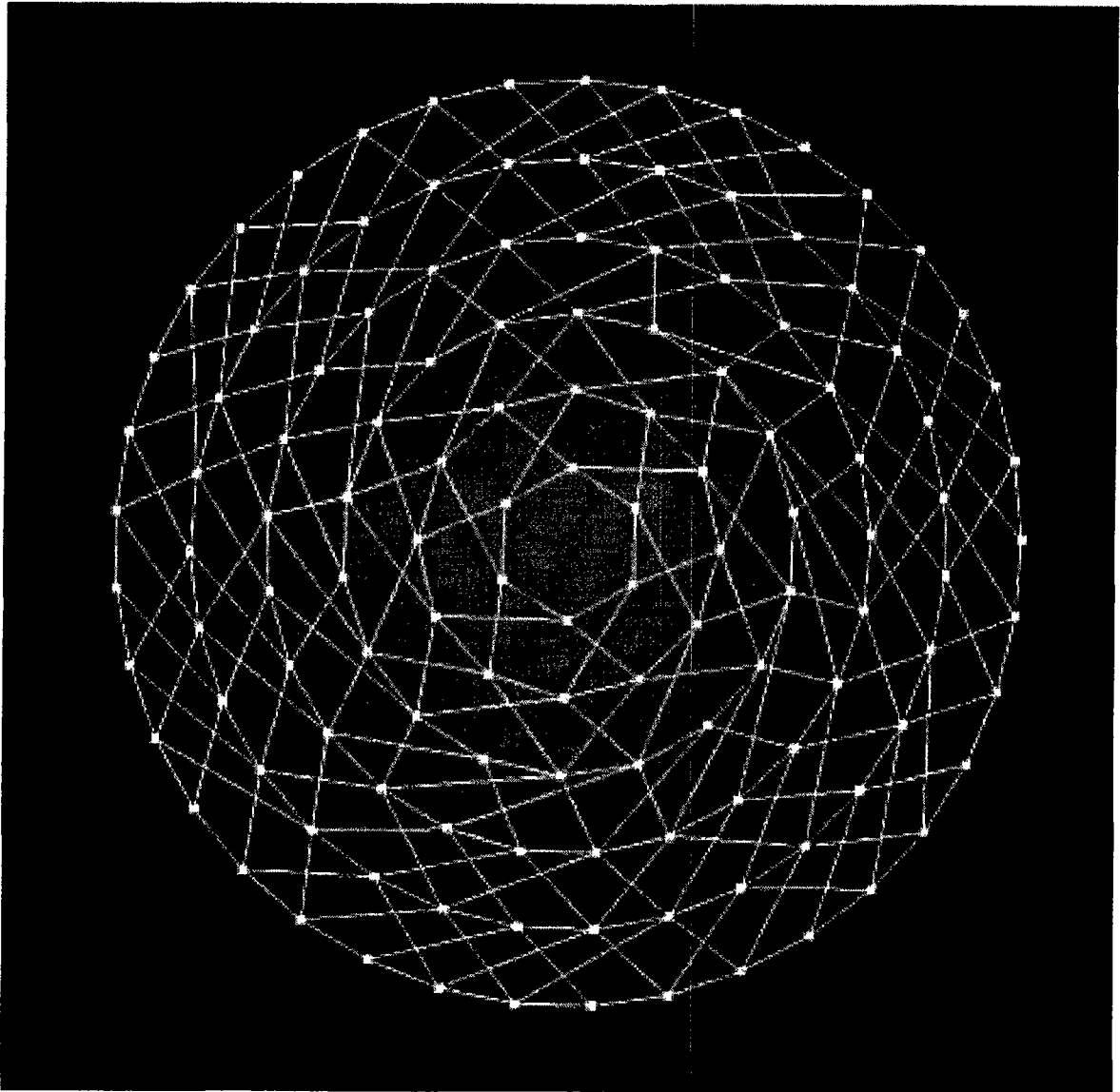


图 2E

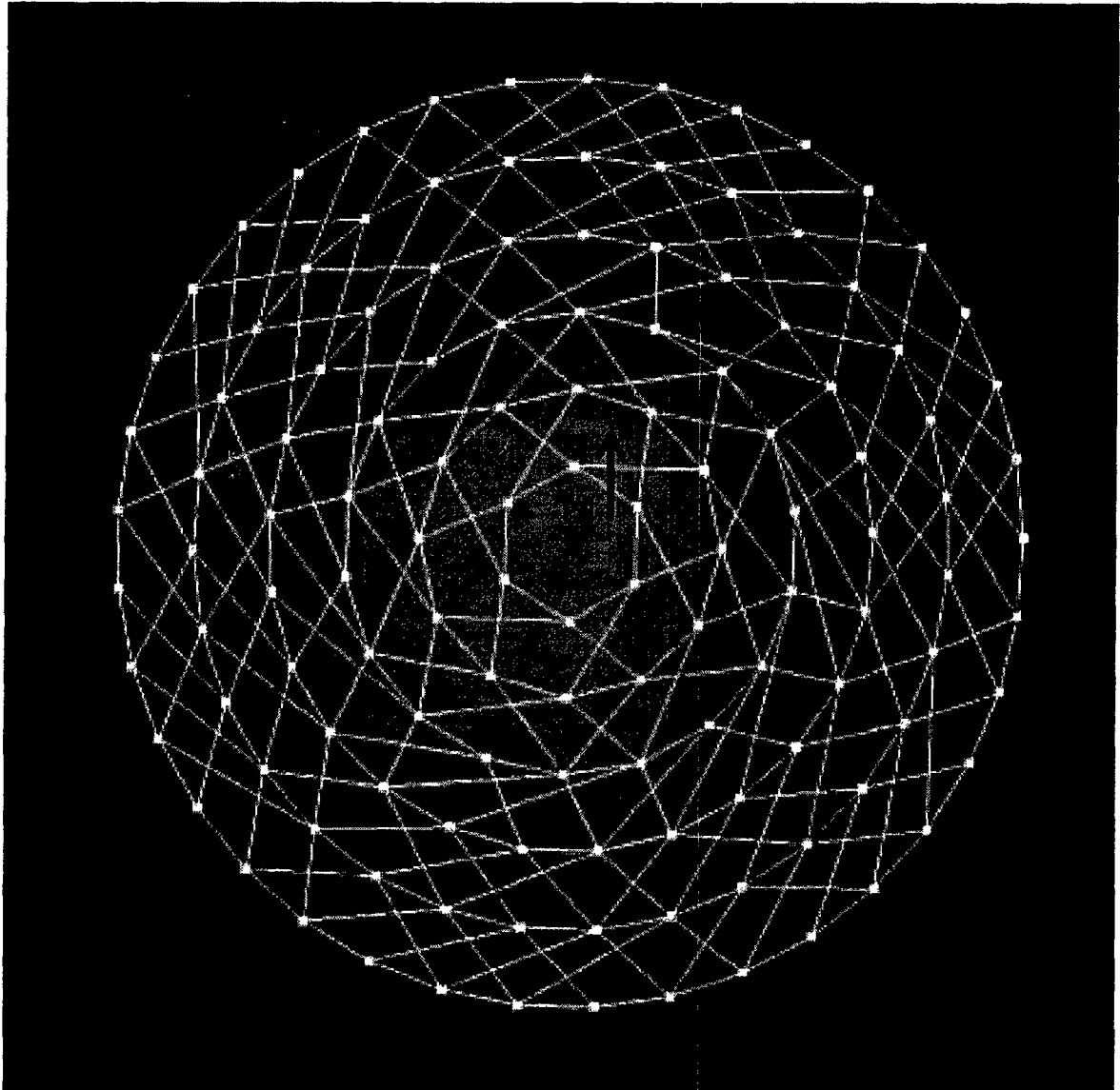


图 2F

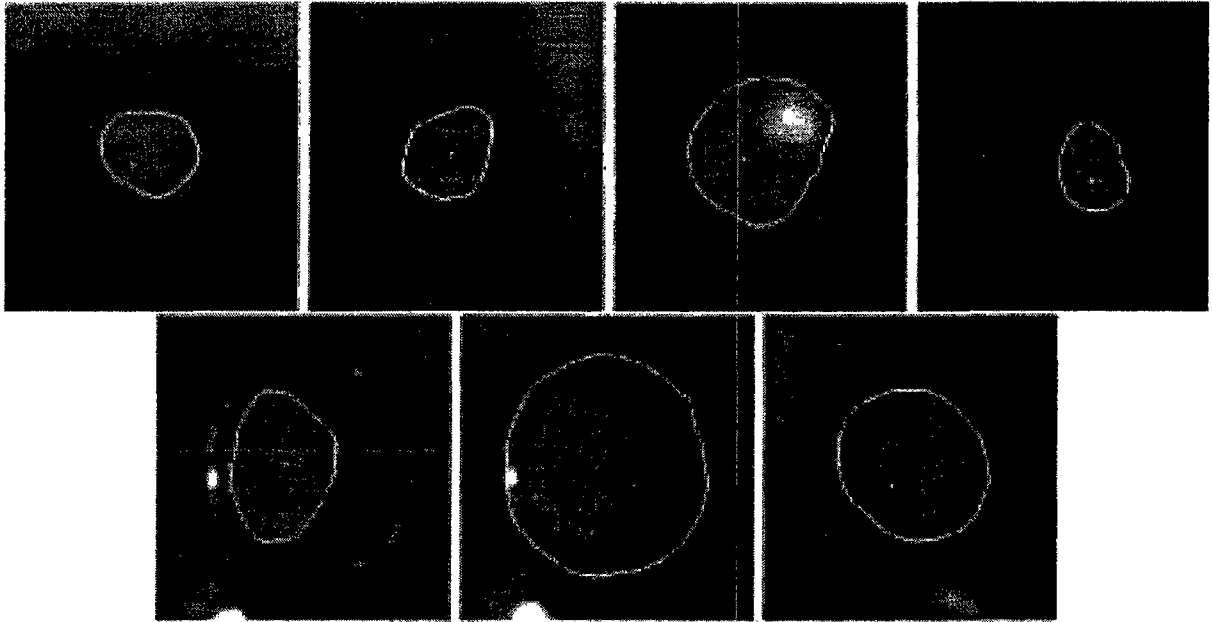


图 3

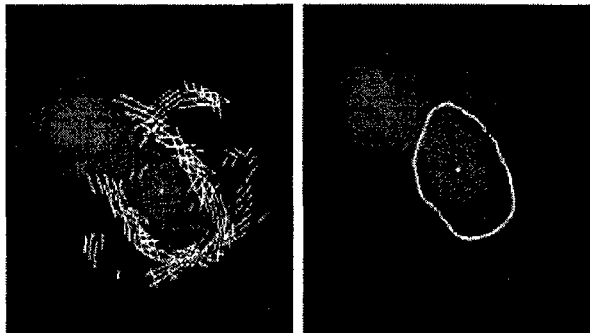


图 4

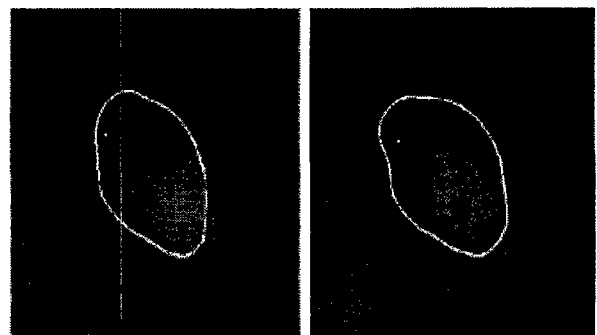


图 5

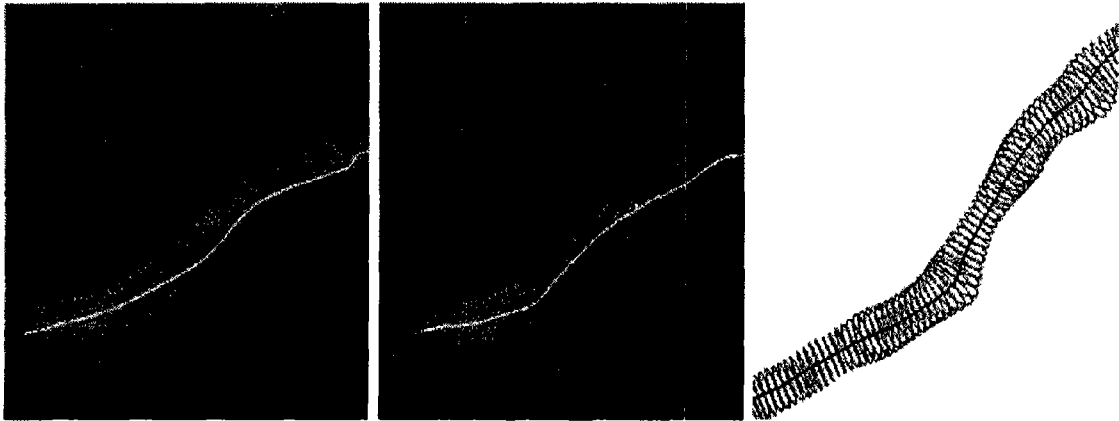


图 6A

图 6B

图 6C

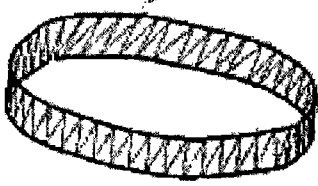


图 7A

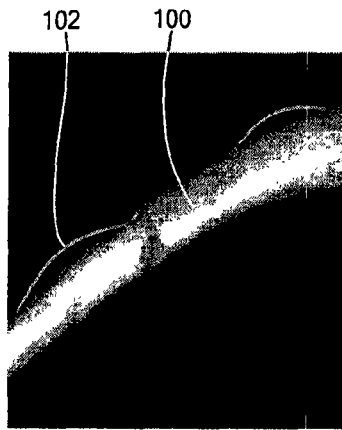


图 7B

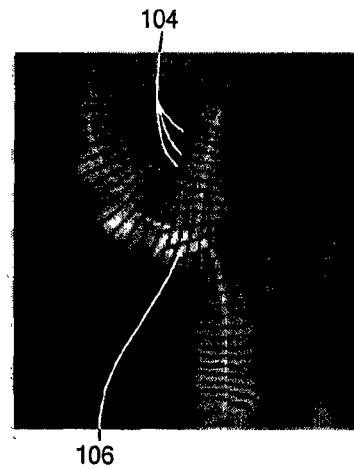


图 7C



图 8