



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101278316 B

(45) 授权公告日 2012. 06. 06

(21) 申请号 200680036767. 3

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

(22) 申请日 2006. 07. 27

代理人 卢江 刘宗杰

(30) 优先权数据

60/704, 930 2005. 08. 02 US

(51) Int. Cl.

60/764, 122 2006. 02. 01 US

G06T 5/00(2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

审查员 王可

2008. 04. 02

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2006/029636 2006. 07. 27

(87) PCT申请的公布数据

W02007/016442 EN 2007. 04. 05

(73) 专利权人 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 G·H·巴拉得斯 姜旭光

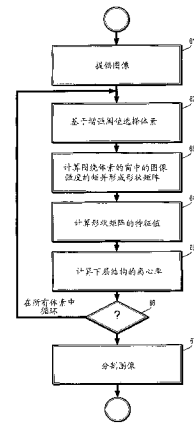
权利要求书 4 页 说明书 9 页 附图 7 页

(54) 发明名称

自动分割乳房 MR 序列中的脉管的系统和方法

(57) 摘要

一种用于分割数字化的图像的方法包括提供 (61) 数字化的图像, 选择 (62) 具有大于预定阈值的中值增强的点, 其中在采集所述图像之前对所述数字化的图像的主体物质施加对比增强剂, 根据围绕所述图像中的所选点的点窗口中的强度的矩来定义 (63) 所述所选点的形状矩阵, 计算 (64) 所述形状矩阵的特征值, 根据所述特征值确定 (65) 在所述点之下的结构的离心率, 和基于所述离心率值分割 (67) 所述图像, 其中针对所述图像中的所有点重复 (66) 定义形状矩阵的步骤、计算所述形状矩阵的特征值的步骤和确定下层结构的离心率的步骤。



1. 一种分割数字化的图像的方法,该方法包括以下步骤:
提供数字化的图像,该数字化的图像包含对应于三维网格上的点域的多个强度;
根据围绕所述图像中的所选点的点窗口中的强度的矩来定义所述所选点的形状矩阵;

计算所述形状矩阵的特征值;

根据所述特征值确定在所述点之下的结构的离心率,和

基于所述离心率值分割所述图像,其中针对所述图像中的所有点重复定义形状矩阵的步骤、计算所述形状矩阵的特征值的步骤和确定下层结构的离心率的步骤。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述所选点具有大于预定阈值的中值增强,其中在采集所述图像之前对所述数字化的图像的主体物质施加对比增强剂。

3. 根据权利要求 2 所述的方法,其中,通过取所述对比增强图像的中值和增强前增强图像的中值的差并且将所述差标准化到预定范围内,计算所述中值增强。

4. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述形状矩阵 S_α 被定义为

$$S_\alpha = \begin{pmatrix} \mu_{xx,\alpha} & \mu_{xy,\alpha} & \mu_{xz,\alpha} \\ \mu_{xy,\alpha} & \mu_{yy,\alpha} & \mu_{yz,\alpha} \\ \mu_{xz,\alpha} & \mu_{yz,\alpha} & \mu_{zz,\alpha} \end{pmatrix},$$

其中,

$$\begin{aligned} \mu_{xx,\alpha} &= \frac{m_{2,0,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{1,0,0,\alpha}^2}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \\ \mu_{xy,\alpha} &= \frac{m_{1,1,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{1,0,0,\alpha}m_{0,1,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \quad \mu_{yy,\alpha} = \frac{m_{0,2,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{0,1,0,\alpha}^2}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \\ \mu_{xz,\alpha} &= \frac{m_{1,0,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{1,0,0,\alpha}m_{0,0,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \quad \mu_{yz,\alpha} = \frac{m_{0,1,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{0,1,0,\alpha}m_{0,0,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \quad \mu_{zz,\alpha} = \frac{m_{0,0,2,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{0,0,1,\alpha}^2}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \end{aligned}$$

其中矩 $m_{p,q,r,\alpha}$ 被定义为

$$m_{p,q,r,\alpha}(x_0, y_0, z_0) = \int_{\mathbb{R}^3} (x-x_0)^p (y-y_0)^q (z-z_0)^r f(x,y,z)^\alpha w(x-x_0, y-y_0, z-z_0) dx dy dz,$$

其中 w 是具有紧支集 $p, q, r \geq 0$ 和 $\alpha \geq 1$ 的窗口函数。

5. 根据权利要求 4 所述的方法,其中,通过在围绕每个点的有限邻域上的和来计算积分。

6. 根据权利要求 4 所述的方法,其中,所述窗口函数由下式定义

$$w(x,y,z) = \begin{cases} 1 & \text{如果} \begin{cases} x \in [-N_x v_x, N_x v_x] \\ y \in [-N_y v_y, N_y v_y] \\ z \in [-N_z v_z, N_z v_z] \end{cases} \\ 0 & \text{否则} \end{cases}$$

其中, v_x, v_y, v_z 是图像点间距, N_x, N_y, N_z 是所定义的非负整数,其中窗口尺寸包含最大感兴趣直径。

7. 根据权利要求 4 所述的方法,进一步包括使用最近邻插值计算所述矩,并且依照下式来校正所述形状矩阵

$$\hat{S}_\alpha + \frac{1}{12} \begin{pmatrix} v_x^2 & 0 & 0 \\ 0 & v_y^2 & 0 \\ 0 & 0 & v_z^2 \end{pmatrix},$$

其中 v_x 、 v_y 、 v_z 是图像点间距。

8. 根据权利要求 4 所述的方法,进一步包括使用三线性插值计算所述矩。

9. 根据权利要求 8 所述的方法,其中, $\alpha = 1$,并且依照下式来校正所述形状矩阵

$$\hat{S}_\alpha + \frac{1}{6} \begin{pmatrix} v_x^2 & 0 & 0 \\ 0 & v_y^2 & 0 \\ 0 & 0 & v_z^2 \end{pmatrix},$$

其中 v_x 、 v_y 、 v_z 是图像点间距。

10. 一种分割数字化的图像的方法,该方法包括以下步骤:

提供数字化的图像,该数字化的图像包含对应于三维网格上的点域的多个强度;

根据围绕所述图像中的所选点的点窗口中的强度的矩来定义所述所选点的形状矩阵,

其中所述形状矩阵 S_α 被定义为

$$S_\alpha = \begin{pmatrix} \mu_{xx,\alpha} & \mu_{xy,\alpha} & \mu_{xz,\alpha} \\ \mu_{xy,\alpha} & \mu_{yy,\alpha} & \mu_{yz,\alpha} \\ \mu_{xz,\alpha} & \mu_{yz,\alpha} & \mu_{zz,\alpha} \end{pmatrix},$$

其中,

$$\mu_{xx,\alpha} = \frac{m_{2,0,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{1,0,0,\alpha}^2}{m_{0,0,0,\alpha}^2},$$

$$\mu_{xy,\alpha} = \frac{m_{1,1,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{1,0,0,\alpha}m_{0,1,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \mu_{yy,\alpha} = \frac{m_{0,2,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{0,1,0,\alpha}^2}{m_{0,0,0,\alpha}^2},$$

$$\mu_{xz,\alpha} = \frac{m_{1,0,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{1,0,0,\alpha}m_{0,0,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \mu_{yz,\alpha} = \frac{m_{0,1,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{0,1,0,\alpha}m_{0,0,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \mu_{zz,\alpha} = \frac{m_{0,0,2,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{0,0,1,\alpha}^2}{m_{0,0,0,\alpha}^2},$$

其中矩 $m_{p,q,r,\alpha}$ 被定义为

$$m_{p,q,r,\alpha}(x_0, y_0, z_0) = \int_{R^3} (x-x_0)^p (y-y_0)^q (z-z_0)^r f(x, y, z)^\alpha w(x-x_0, y-y_0, z-z_0) dx dy dz,$$

其中 w 是具有紧支集 $p, q, r \geq 0$ 和 $\alpha \geq 1$ 的窗口函数;

计算所述形状矩阵的特征值;和

根据所述特征值确定在所述点之下的结构的离心率。

11. 根据权利要求 10 所述的方法,进一步包括针对所述图像中的所有点重复定义形状矩阵的步骤、计算所述形状矩阵的特征值的步骤和确定下层结构的离心率的步骤,并且基于所述离心率值分割所述图像。

12. 一种用于分割数字化的图像的系统,该系统包括:

用于提供数字化的图像的装置,该数字化的图像包含对应于三维网格上的点域的多个强度;

用于根据围绕所述图像中的所选点的点窗口中的强度的矩来定义所述所选点的形状

矩阵的装置；

用于计算所述形状矩阵的特征值的装置；

用于根据所述特征值确定在所述点之下的结构的离心率的装置，和

用于基于所述离心率值分割所述图像的装置，其中针对所述图像中的所有点重复定义形状矩阵的步骤、计算所述形状矩阵的特征值的步骤和确定下层结构的离心率的步骤。

13. 根据权利要求 12 所述的系统，其中，所述所选点具有大于预定阈值的中值增强，其中在采集所述图像之前对所述数字化的图像的物体物质施加对比增强剂。

14. 根据权利要求 13 所述的系统，其中，通过取所述对比增强图像的中值和增强前增强图像的中值的差并且将所述差标准化到预定范围内，计算所述中值增强。

15. 根据权利要求 12 所述的系统，其中，所述形状矩阵 S_α 被定义为

$$S_\alpha = \begin{pmatrix} \mu_{xx,\alpha} & \mu_{xy,\alpha} & \mu_{xz,\alpha} \\ \mu_{xy,\alpha} & \mu_{yy,\alpha} & \mu_{yz,\alpha} \\ \mu_{xz,\alpha} & \mu_{yz,\alpha} & \mu_{zz,\alpha} \end{pmatrix},$$

其中，

$$\mu_{xx,\alpha} = \frac{m_{2,0,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{1,0,0,\alpha}^2}{m_{0,0,0,\alpha}^2},$$

$$\mu_{xy,\alpha} = \frac{m_{1,1,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{1,0,0,\alpha}m_{0,1,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \mu_{yy,\alpha} = \frac{m_{0,2,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{0,1,0,\alpha}^2}{m_{0,0,0,\alpha}^2},$$

$$\mu_{xz,\alpha} = \frac{m_{1,0,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{1,0,0,\alpha}m_{0,0,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \mu_{yz,\alpha} = \frac{m_{0,1,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{0,1,0,\alpha}m_{0,0,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \mu_{zz,\alpha} = \frac{m_{0,0,2,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{0,0,1,\alpha}^2}{m_{0,0,0,\alpha}^2},$$

其中矩 $m_{p,q,r,\alpha}$ 被定义为

$$m_{p,q,r,\alpha}(x_0, y_0, z_0) = \int_{\mathbb{R}^3} (x-x_0)^p (y-y_0)^q (z-z_0)^r f(x, y, z)^\alpha w(x-x_0, y-y_0, z-z_0) dx dy dz,$$

其中 w 是具有紧支集 $p, q, r \geq 0$ 和 $\alpha \geq 1$ 的窗口函数。

16. 根据权利要求 15 所述的系统，其中，通过在围绕每个点的有限邻域上的和来计算所述积分。

17. 根据权利要求 15 所述的系统，其中，所述窗口函数由下式定义

$$w(x, y, z) = \begin{cases} 1 & \text{如果 } \begin{cases} x \in [-N_x v_x, N_x v_x] \\ y \in [-N_y v_y, N_y v_y] \\ z \in [-N_z v_z, N_z v_z] \end{cases} \\ 0 & \text{否则} \end{cases}$$

其中 v_x, v_y, v_z 是图像点间距， N_x, N_y, N_z 是所定义的非负整数，其中窗口尺寸包含最大感兴趣直径。

18. 根据权利要求 15 所述的系统，所述系统进一步包括用于使用最近邻插值计算所述矩和依照下式来校正所述形状矩阵的装置，

$$\hat{S}_\alpha + \frac{1}{12} \begin{pmatrix} v_x^2 & 0 & 0 \\ 0 & v_y^2 & 0 \\ 0 & 0 & v_z^2 \end{pmatrix},$$

其中 v_x 、 v_y 、 v_z 是图像点间距。

19. 根据权利要求 15 所述的系统,所述系统进一步包括用于使用三线性插值计算所述矩的装置。

20. 根据权利要求 19 所述的系统,其中, $\alpha = 1$,并且依照下式来校正所述形状矩阵

$$\hat{S}_\alpha + \frac{1}{6} \begin{pmatrix} v_x^2 & 0 & 0 \\ 0 & v_y^2 & 0 \\ 0 & 0 & v_z^2 \end{pmatrix},$$

其中 v_x 、 v_y 、 v_z 是图像点间距。

自动分割乳房 MR 序列中的脉管的系统和方法

[0001] 相关美国申请的交叉引用

[0002] 本申请要求 Hermosillo 等人的、2006 年 2 月 1 日提交的、序列号为 60/764, 122 的美国临时申请“Automatic segmentation of vessels in breast MR sequences as a false positive elimination technique for automatic lesion detection and segmentation using the shape tensor”和 Hermosillo 等人的、2005 年 8 月 2 日提交的、序列号为 60/704, 930 的美国临时申请“Method for automatic extraction of image structure based on the second order geometric moment”的优先权, 这两个美国临时申请的内容通过引用结合于此。

技术领域

[0003] 本发明是针对数字化的医学图像的分割。

背景技术

[0004] 对比增强的 MR 序列是用于检测乳房中的损伤的强有力的诊断工具。通常, 通过识别增强后 (post contrast) 获得物中相对于增强前 (pre-contrast) 获得物中的可疑的增强区域来开始诊断。因此, 使此过程自动化是计算机辅助检测系统需要执行的动作。这种系统的困难是以下事实, 即除了损伤之外, 许多非可疑结构也在增强后图像中增强。这些结构中的大部分是脉管。脉管是在自动将损伤检测为注射造影剂之后被增强的区域时出现的假阳性结构的主要类型。

[0005] 增强后 T1 加权图像的动态减影例行地作为协议的部分被执行来利用核磁共振成像 (MRI) 评估乳房损伤。因为损伤通常包含高血管分布, 所以造影剂的灌注使得损伤比背景显得更亮, 并且因此这个模态相当敏感。自动分割损伤可以为放射科医师提供精确的自动测量结果, 并且使这些测量结果在读者之间变得更一致。如果不是因为附着到那些损伤的脉管致使分割渗透过脉管的事实, 则区域生长分割算法或者甚至简单的阈值化 (thresholding) 可以被用于分割那些损伤。因此, 移除脉管能够使分割任务容易。另一方面, 损伤的自动检测要求将损伤与也利用造影剂增强的各种类型的正常结构区分开来的能力。这些正常结构包括乳房的实质组织、脉管、乳头下的区域和心脏周围的区域。已经对研发在类似 CT 或 MR 血管造影术等的模态中分割血管结构的自动方法等有兴趣。关于这个主题的文献非常丰富, 这些文献既描述了自动方法又描述了半自动方法, 这些方法覆盖了非常广范围的模型、假设和技术。在临床 workflow 环境中, 提取血管结构应该是完全自动的并且要求不过几秒钟的计算时间。一种执行良好、能够容易地利用临床数据来验证并且容易实施的技术包括使用矩, 在研究文献中对此很少报导。先前的基于矩的方法包括使用不变矩 (moment invariant) 来提取和表征激光加热的皮肤的红外图像中的脉管, 使用几何矩来从大的 CT 数据集中提取血管结构, 以及表征该脉管和计算用于从噪声大的 2D 图像中提取线性结构的多分辨率 (multi-resolution) 矩滤波器。

[0006] 使用几何矩来提取图像结构在文献提出的方法之中有所不同。常常, 在阈值化后

获得的二值化图像 (binarized image) 上计算转动惯量。这样做的问题是阈值通常很难选取, 并且可能不允许检测到小脉管, 因为低阈值将致使较小的脉管 (倾向于具有较低强度) 与相邻结构合并。阈值化的另一问题是结构变得“像素化 (pixelized)”, 即显现尖锐边缘, 这些尖锐边缘使得其形状的计算相对于下层结构的真实形状不精确。

[0007] 阈值化的替换方案是使用图像强度函数 f 作为密度函数来计算矩。但是, 在信噪 (SN) 比低的区域中, 难以建立关于拟合椭圆的离心率的阈值来检测拉长的结构。例如, 图 1(a) 描绘了从围绕脉管连接部的实际图像所提取的子块体 (sub-volume) 的 MIP。顶行示出了使用最近邻插值的初始体素值。中间行示出了在手动阈值化后获得的二值图像。阈值被调节来捕获两个脉管, 这是难以自动实现的任务。阈值化的像素化效应很明显, 这影响了形状描述符的精确性。第三行示出了使用更复杂的插值方案的相同子块体。

发明内容

[0008] 这里描述的本发明的示范性实施例通常包括用于自动检测亮的管状结构的系统和方法, 及其基于用于从图像提取管状结构的几何矩对乳房 MR 序列中的脉管进行自动分割。依照本发明实施例的方法基于形状张量的特征值, 并且调和来不必对图像进行阈值化, 其中在非常低的信噪 (SN) 比的情况下能可靠地复原结构。像基于平均结构张量的特征值的方法那样, 依照本发明实施例的方法并不依赖于二阶图像导数, 或者像基于海赛 (Hessian) 特征值的方法那样, 依照本发明实施例的方法也不依赖于二阶图像导数, 并且避免了基于海赛或结构张量的方法所固有的对输出的平滑。依照本发明实施例的方法能够快速运行, 每个序列只需要几秒钟。基于测试结果的运动校正过的乳房 MR 序列表明, 依照本发明实施例的方法可靠地分割脉管, 同时保持损伤完好, 并且在敏感性和定位精度方面都强于差分技术, 而且对尺度选择参数较不敏感。

[0009] 依照本发明的方面, 提供了一种用于分割数字化的图像的方法, 该方法包括: 提供数字化的图像, 该数字化的图像包含对应于三维网格上的点域的多个强度; 根据围绕所述图像中的所选点的点窗口中的强度的矩来定义所述所选点的形状矩阵; 计算所述形状矩阵的特征值; 根据所述特征值确定在所述点之下的结构的离心率; 和基于所述离心率值分割所述图像, 其中针对所述图像中的所有点重复所述定义形状矩阵的步骤、计算所述形状矩阵的特征值的步骤和确定下层结构的离心率的步骤。

[0010] 依照本发明的另一方面, 所选点具有大于预定阈值的中值增强, 其中在采集所述图像之前对所述数字化的图像的主体物质 (subjectmatter) 施加对比增强剂。

[0011] 依照本发明的另一方面, 通过取所述对比增强图像的中值与增强前增强图像的中值的差值并且将所述差值标准化到预定的范围内, 计算中值增强。

[0012] 依照本发明的另一方面, 形状矩阵 S_{α} 被定义为

$$[0013] \quad S_{\alpha} = \begin{pmatrix} \mu_{xx,\alpha} & \mu_{xy,\alpha} & \mu_{xz,\alpha} \\ \mu_{xy,\alpha} & \mu_{yy,\alpha} & \mu_{yz,\alpha} \\ \mu_{xz,\alpha} & \mu_{yz,\alpha} & \mu_{zz,\alpha} \end{pmatrix},$$

[0014] 其中

$$[0015] \quad \mu_{xx,\alpha} = \frac{m_{2,0,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{1,0,0,\alpha}^2}{m_{0,0,0,\alpha}^2},$$

$$[0016] \quad \mu_{xy,\alpha} = \frac{m_{1,1,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{1,0,0,\alpha}m_{0,1,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \mu_{yy,\alpha} = \frac{m_{0,2,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{0,1,0,\alpha}^2}{m_{0,0,0,\alpha}^2},$$

$$[0017] \quad \mu_{xz,\alpha} = \frac{m_{1,0,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{1,0,0,\alpha}m_{0,0,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \mu_{yz,\alpha} = \frac{m_{0,1,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{0,1,0,\alpha}m_{0,0,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \mu_{zz,\alpha} = \frac{m_{0,0,2,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{0,0,1,\alpha}^2}{m_{0,0,0,\alpha}^2},$$

[0018] 其中矩 $m_{p,q,r,\alpha}$ 被定义为

$$[0019] \quad m_{p,q,r,\alpha}(x_0, y_0, z_0) = \int_{\mathbb{R}^3} (x-x_0)^p (y-y_0)^q (z-z_0)^r f(x, y, z)^\alpha w(x-x_0, y-y_0, z-z_0) dx dy dz,$$

[0020] 其中 w 是具有紧支集 (compact support) $p, q, r \geq 0$ 和 $\alpha \geq 1$ 的窗口函数。

[0021] 依照本发明的另一方面, 通过在围绕每个点的有限邻域上的和来计算积分。

[0022] 依照本发明的又一方面, 窗口函数由下式定义:

[0023]

$$w(x, y, z) = \begin{cases} 1 & \text{如果 } \begin{cases} x \in [-N_x v_x, N_x v_x] \\ y \in [-N_y v_y, N_y v_y] \\ z \in [-N_z v_z, N_z v_z] \end{cases} \\ 0 & \text{否则} \end{cases}$$

[0024] 其中 v_x, v_y, v_z 是图像点间距, N_x, N_y, N_z 是所定义的非负整数, 其中窗口尺寸包含最大感兴趣直径。

[0025] 依照本发明的又一方面, 该方法包括使用最近邻插值计算所述矩, 并且依照下式来校正所述形状矩阵

$$[0026] \quad \hat{S}_\alpha + \frac{1}{12} \begin{pmatrix} v_x^2 & 0 & 0 \\ 0 & v_y^2 & 0 \\ 0 & 0 & v_z^2 \end{pmatrix},$$

[0027] 其中 v_x, v_y, v_z 是图像点间距。

[0028] 依照本发明的又一方面, 该方法包括使用三线性插值计算所述矩。

[0029] 依照本发明的又一方面, $\alpha = 1$, 并且依照下式来校正所述形状矩阵

$$[0030] \quad \hat{S}_\alpha + \frac{1}{6} \begin{pmatrix} v_x^2 & 0 & 0 \\ 0 & v_y^2 & 0 \\ 0 & 0 & v_z^2 \end{pmatrix},$$

[0031] 其中 v_x, v_y, v_z 是图像点间距。

[0032] 依照本发明的另一方面, 提供了计算机可读的程序存储设备, 该程序存储设备有形地包含了可以由计算机运行来执行用于分割数字化的图像的方法步骤的程序指令。

附图说明

[0033] 图 1(a) 示出了依照本发明实施例的从围绕脉管连接部的真实图像所提取的子块体的 MIP。

[0034] 图 1(b) 示出了依照本发明实施例的模拟脉管及其在没有阈值化的情况下使用转

动惯量的检测。

[0035] 图 2 示出了依照本发明实施例的用于 1D 线性插值的基函数。

[0036] 图 3(a)-(c) 示出了依照本发明实施例的大损伤的分割。

[0037] 图 4(a)-(c) 示出了依照本发明实施例的多个小损伤的分割。

[0038] 图 5 示出了依照本发明实施例的使用形状张量对乳房 MRI 中的血管结构的分割。

[0039] 图 6 示出了依照本发明实施例的基于矩的分割方法的流程图。

[0040] 图 7 是用于实施依照本发明实施例的基于矩的分割方法的示范性计算机系统的框图。

具体实施方式

[0041] 这里所述的本发明的示范性实施例通常包括用于自动检测亮的管状结构的系统和方法,及其对乳房 MR 序列中的脉管进行自动分割。依照本发明实施例的方法基于形状张量的特征值。该方法可以与基于平均海赛的特征值的方法和基于平均结构张量的特征值的方法相比较。根据二阶导数来定义的海赛可以被视为二阶的结构描述符。类似地,所述结构张量是一阶的结构描述符。所述形状张量可以被视为零阶的结构描述符。

[0042] 如这里所使用的那样,术语“图像”指的是由离散的图像元素(例如,2D 图像的像素和 3D 图像的体素)组成的多维数据。图像可以是例如由计算机 X 线断层摄影术、核磁共振成像、超声成像或本领域技术人员公知的任何其它医学成像系统所收集的主体的医学图像。该图像也可以由非医疗环境来提供,诸如由远程感测系统、电子显微镜检查法等提供。尽管可以认为图像是从 R^3 到 R 的函数,但是本发明的方法不限于这样的图像,并且可以被应用到任何维度的图像,例如 2D 图片或 3D 体积。对于 2 维或 3 维图像,图像的域通常是 2 维或 3 维的矩形阵列,其中每个像素或体素可以参考一组 2 个或 3 个相互正交的轴合来寻址。这里使用的术语“数字的”或“数字化的”将表示通过数字采集系统或通过从模拟图像转换获取的数字或数字化格式的图像或体积(如适当的那样)。

[0043] 依照本发明实施例的方法通过计算下层的(亮的)结构的二阶几何矩而对图像强度施加影响。方法可以被用于通过对最初的增强后增强图像应用阈值所获得的二值化图像,但是也可以在没有这个阈值的情况下应用方法。二阶几何矩的特征值是对象识别中形状表征的经典工具。但是,这些特征值从来没有被用于提取图像结构的滤波器。给定二值图像,考虑围绕每个像素的小的子块体(其尺寸与感兴趣结构相关),并且形状张量在那个地点被定义为亮体素的位置相对于该子块体的中心的二阶矩。对于中心像素亮并且与下层的形状的中心足够接近的体素,计算形状张量的特征值,并且将值 $\lambda_1 - \lambda_2 / (\lambda_1 + \lambda_2)$ 赋给滤波器响应,其中 $\lambda_2 > \lambda_1$ 是最大特征值。

[0044] 依照本发明实施例,几何 3D 矩可以被定义为:

$$[0045] \quad m_{p,q,r,\alpha}(x_0, y_0, z_0) = \int_p \int_q \int_r (x-x_0)^p (y-y_0)^q (z-z_0)^r f(x, y, z)^\alpha w(x-x_0, y-y_0, z-z_0) dx dy dz,$$

[0046] 其中 w 是正的并且对称的窗口函数,该窗口函数具有提供定位的紧支集 $p, q, r \in 0$ 和 $\alpha \in 1$ 。 α 阶的形状张量根据这些矩被定义为

$$[0047] \quad S_\alpha = \begin{pmatrix} \mu_{xx,\alpha} & \mu_{xy,\alpha} & \mu_{xz,\alpha} \\ \mu_{xy,\alpha} & \mu_{yy,\alpha} & \mu_{yz,\alpha} \\ \mu_{xz,\alpha} & \mu_{yz,\alpha} & \mu_{zz,\alpha} \end{pmatrix},$$

[0048] 其中

$$[0049] \quad \mu_{xx,\alpha} = \frac{m_{2,0,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{1,0,0,\alpha}^2}{m_{0,0,0,\alpha}^2}$$

$$[0050] \quad \mu_{xy,\alpha} = \frac{m_{1,1,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{1,0,0,\alpha}m_{0,1,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}^2} \quad \mu_{yy,\alpha} = \frac{m_{0,2,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{0,1,0,\alpha}^2}{m_{0,0,0,\alpha}^2}$$

$$[0051] \quad \mu_{xz,\alpha} = \frac{m_{1,0,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{1,0,0,\alpha}m_{0,0,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}^2} \quad \mu_{yz,\alpha} = \frac{m_{0,1,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{0,1,0,\alpha}m_{0,0,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}^2} \quad \mu_{zz,\alpha} = \frac{m_{0,0,2,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{0,0,1,\alpha}^2}{m_{0,0,0,\alpha}^2}.$$

[0052] 这个矩阵是对称的,所以其所有特征值是实数。令三个特征值是 $\lambda_3 > \lambda_2 > \lambda_1 \geq 0$, 则滤波器响应可以被定义为

[0053]

$$C_{\text{线}} = \frac{\lambda_3 - \lambda_2}{\lambda_3 + \lambda_2}.$$

[0054] 对于诸如脉管的线状或圆柱状结构, $C_{\text{线}} \approx 1$ 。

[0055] 依照本发明的实施例,基于 S_α ($\alpha \gg 1$) 的特征值 $0 \leq \lambda_1 \leq \lambda_2 \leq \lambda_3$ 计算下层的形状的离心率。随着 α 变大,更高的强度值被给予更多的重要性,从而几乎类似于阈值化那样作用。如图 1(b) 的模拟实验中所示, α 的高值能够应付非常低的 SN 比,其中具有增加的均匀噪声的合成管状结构利用经典的 (classic) 惯性矩阵和 $\alpha = 15$ 的形状张量被检测。

[0056] 图 1(b) 示出了模拟脉管及其检测,该检测利用没有阈值化的标准的惯性矩并且利用 $\alpha = 15$ 的形状张量。从左到右的列示出:(1) 初始合成体积的中心切片,(2) 其最大强度投影 (MIP),(3) 通过标准矩方法移除了脉管的体积的 MIP,(4) 通过矩方法检测到的脉管的 MIP,(5) 使用 $\alpha = 15$ 的形状张量移除了脉管的体积的 MIP,和 (6) 使用 $\alpha = 15$ 的形状张量检测到的脉管的 MIP。六行表示加性均匀噪声的增加水平,从而从上到下分别给予以下 SN 比:(1) 56.3, (2) 36.7, (3) 20.4, (4) 11.6, (5) 5.5 和 (6) 0.8dB。对于每种算法,

形状的离心率上的阈值在行之间是相同的。在所有情况下,对于 S_{15} , 检测标准是 $\frac{\lambda_3}{\lambda_2} > 15$, 而

对于对应于 S_1 的惯性矩阵,检测标准是 $\frac{\lambda_3}{\lambda_2} > 2$ 。在实际情况下已经注意到这个改进的检测性能。

[0057] 实际上,上述积分通常由在每个体素周围有限邻域上的和来代替,因为 f 仅在体素位置处已知。可以针对所有实验假定,定位函数由下式给出:

[0058]

$$w(x, y, z) = \begin{cases} 1 & \text{如果} \begin{cases} x \in [-N_x v_x, N_x v_x] \\ y \in [-N_y v_y, N_y v_y] \\ z \in [-N_z v_z, N_z v_z] \end{cases} \\ 0 & \text{否则} \end{cases},$$

[0059] 其中 v_x, v_y, v_z 是图像体素间距, 而 N_x, N_y, N_z 是所定义的非负整数, 使得窗口尺寸包含最大感兴趣直径。然后, 给定图像, 考虑围绕每个像素的小的子块体并且定义

$$[0060] \quad \hat{m}_{p,q,r,\alpha} = \sum_{i=1}^{2N_x} \sum_{j=0}^{2N_y} \sum_{k=0}^{2N_z} (iv_x)^p (jv_y)^q (kv_z)^r \rho_{ijk}^\alpha,$$

[0061] 其中 ρ_{ijk} 是对应于索引 i, j, k 的体素处的图像值。计算矩阵的特征值 $0[\lambda_1[\lambda_2[\lambda_3$

$$[0062] \quad \hat{S}_\alpha = \begin{pmatrix} \mu_{xx,\alpha} & \mu_{xy,\alpha} & \mu_{xz,\alpha} \\ \mu_{xy,\alpha} & \mu_{yy,\alpha} & \mu_{yz,\alpha} \\ \mu_{xz,\alpha} & \mu_{yz,\alpha} & \mu_{zz,\alpha} \end{pmatrix},$$

[0063] 其中如上计算值 $\hat{\mu} \dots$, 但是使用总和矩来计算。下层结构的偏心率或伸长率可以通过经典的偏心率量度 $\varepsilon = (\lambda_3 - \lambda_2) / (\lambda_3 + \lambda_2)$ 来测量, 该量度取 0 到 1 之间的值, 或者简单地取比率 λ_3 / λ_2 (假定 $\lambda_2 > 0$)

[0064] 由于基于矩的方法并没有假设图像强度函数 f 的可微性, 所以可以使用简单的插值方案, 诸如最近邻插值或三线性插值, 以计算插值的函数的积分, 而不是体素值上的和。可以预期, 特别是在三线性插值的情况下, 使用这些积分的值具有较好的精确性。使用等式

$$[0065] \quad \int_{(i-1/2)v_x}^{(i+1/2)v_x} dx = v_x,$$

$$[0066] \quad \int_{(i-1/2)v_x}^{(i+1/2)v_x} x dx = v_x^2 i,$$

$$[0067] \quad \int_{(i-1/2)v_x}^{(i+1/2)v_x} x^2 dx = v_x^3 \left(i^2 + \frac{1}{12} \right),$$

[0068] 可以看到, 对于最近邻插值积分, 上面的矩阵 \hat{S}_α 应该由下式代替

$$[0069] \quad \hat{S}_\alpha + \frac{1}{12} \begin{pmatrix} v_x^2 & 0 & 0 \\ 0 & v_y^2 & 0 \\ 0 & 0 & v_z^2 \end{pmatrix}.$$

[0070] 在三线性插值的情况下, 函数 f 由 $\sum_{i,j,k} \rho_{ijk} g_{ijk}$ 给出, 其中 i, j, k 是图像体素的索引, ρ_{ijk} 是体素的图像值, 并且

[0071]

$$g_{i,j,k}(x,y,z) = \begin{cases} \left(1 - \frac{|x - v_x i|}{v_x}\right) \left(1 - \frac{|y - v_y j|}{v_y}\right) \left(1 - \frac{|z - v_z k|}{v_z}\right) & \text{如果 } \begin{cases} x \in [(i-1)v_x, (i+1)v_x] \\ y \in [(j-1)v_y, (j+1)v_y] \\ z \in [(k-1)v_z, (k+1)v_z] \end{cases} \\ 0 & \text{否则} \end{cases}$$

[0072] 然后, 写出 $\int_{xyz}(\cdot) \equiv \int_{(k-1)v_z}^{(k+1)v_z} \int_{(j-1)v_y}^{(j+1)v_y} \int_{(i-1)v_x}^{(i+1)v_x} (\cdot) dx dy dz$:

$$[0073] \quad \int_{xyz} g_{ijk} = v_x v_y v_z,$$

$$[0074] \quad \int_{xyz} x g_{ijk} = i v_x^2 v_y v_z,$$

$$[0075] \quad \int_{xyz} x y g_{ijk} = i j v_x^2 v_y^2 v_z,$$

$$[0076] \quad \int_{v_x} x^2 g_{ijk} = \left(i^2 + \frac{1}{6} \right) v_x^3 v_y v_z,$$

[0077] 使得,对于在 $\alpha = 1$ 的情况下的三线性插值,矩阵 \hat{S}_α 应该由下式代替

$$[0078] \quad \hat{S}_\alpha + \frac{1}{6} \begin{pmatrix} v_x^2 & 0 & 0 \\ 0 & v_y^2 & 0 \\ 0 & 0 & v_z^2 \end{pmatrix}.$$

[0079] 在使用三线性插值的一般形状张量 ($\alpha > 1$) 的情况下,该情况变得更复杂,其中 f^α 由 $(\sum_{i,j,k} \rho_{ijk} g_{ijk})^\alpha$ 给出。尽管相对应的积分仍然可以闭式计算,但是复杂度显著增加。依照本发明的实施例,为了计算相对应的形状张量,应注意如在上述的 $\alpha = 1$ 的情况下计算 g_{ijk}^α 的矩不再有用。继续来说,上述矩可以使用不太直接但是能够推广到 $\alpha > 1$ 的方法来获得。在 1D 情况下可以这样完成,可以直接推广到 2D 和 3D 的情况。假定对于 $k < i-2$ 或 $k > i+2$, $\rho_k = 0$, 则获得

$$[0080] \quad \int_{(i-2)v_x}^{(i+2)v_x} f(x) dx = \sum_{k=i-1}^{i+1} \int_{(k-1)v_x}^{(k+1)v_x} \rho_k g_k(x) dx$$

$$[0081] \quad = \int_{(i-2)v_x}^{(i-1)v_x} \rho_{i-1} g_{i-1}(x) dx + \int_{(i-1)v_x}^{iv_x} (\rho_{i-1} g_i(x) + \rho_i g_i(x)) dx$$

$$[0082] \quad + \int_{iv_x}^{(i+1)v_x} (\rho_i g_i(x) + \rho_{i+1} g_{i+1}(x)) dx + \int_{(i+1)v_x}^{(i+2)v_x} \rho_{i+1} g_{i+1}(x) dx$$

$$[0083] \quad = v_x (\rho_{i-1} + \rho_i + \rho_{i+1}).$$

[0084] 上面的四个积分可以根据图 2 中所示的 3 个分段线性的基函数获得。参考该图,第一基函数 g_{i-1} 被定义在域 $(i-2)v_x$ 到 iv_x 上,第二基函数 g_i 被定义在域 $(i-1)v_x$ 到 $(i+1)v_x$ 上,而第三函数 g_{i+1} 被定义在域 iv_x 到 $(i+2)v_x$ 上。

[0085] 计算积分的方法可以被推广到 $\alpha > 1$ 。例如,可以计算

$$[0086] \quad \int_{(i-2)v_x}^{(i+2)v_x} f(x)^2 dx = \int_{(i-2)v_x}^{(i-1)v_x} (\rho_{i-1} g_{i-1}(x))^2 dx + \int_{(i-1)v_x}^{iv_x} (\rho_{i-1} g_i(x) + \rho_i g_i(x))^2 dx$$

$$[0087] \quad + \int_{iv_x}^{(i+1)v_x} (\rho_i g_i(x) + \rho_{i+1} g_{i+1}(x))^2 dx + \int_{(i+1)v_x}^{(i+2)v_x} (\rho_{i+1} g_{i+1}(x))^2 dx$$

$$[0088] \quad = \left(\frac{2}{3} \rho_{i-1}^2 + \frac{1}{3} \rho_{i-1} \rho_i + \frac{2}{3} \rho_i^2 + \frac{1}{3} \rho_i \rho_{i+1} + \frac{2}{3} \rho_{i+1}^2 \right) v_x$$

[0089] 类似地,

$$[0090] \quad \int_{(i-2)v_x}^{(i+2)v_x} x f(x)^2 dx = \left(i \rho_i^2 + (i-1) \rho_{i-1}^2 + \left(\frac{1}{2} i - \frac{1}{4} \right) \rho_{i-1} \rho_i + \left(\frac{1}{2} i + \frac{1}{4} \right) \rho_i \rho_{i+1} + (i+1) \rho_{i+1}^2 \right) v_x^2,$$

[0091] 并且

$$[0092] \quad \int_{(i-2)v_x}^{(i+2)v_x} x^2 f(x)^2 dx = \left(\begin{aligned} & \left(\frac{11}{15} + \frac{4}{3} i + \frac{2}{3} i^2 \right) \rho_{i+1}^2 + \left(\frac{1}{10} + \frac{1}{3} i + \frac{1}{3} i^2 \right) \rho_i \rho_{i+1} \\ & + \left(\frac{1}{15} + \frac{2}{3} i^2 \right) \rho_i^2 + \left(\frac{1}{10} - \frac{1}{3} i + \frac{1}{3} i^2 \right) \rho_{i-1} \rho_i + \left(\frac{11}{15} - \frac{4}{3} i + \frac{2}{3} i^2 \right) \rho_{i-1}^2 \end{aligned} \right) v_x^3$$

[0093] 尽管可能针对 3D 情况和给定的 $\alpha > 1$ 找到一般化的公式,但是对于潜在的精确度提高,最终的多项式的复杂度相当高。在 2D 情况下,上面的四个积分变为十六个积分,而

在 3D 中变成六十四个积分。

[0094] 依照本发明实施例的方法已经在超过 100 个运动校正过的乳房 MR 动态序列上进行了测试。所获得的结果表明,能够可靠地分割脉管,同时保持损伤完好。依照本发明实施例,在固定尺寸的滑动窗口上计算矩,但是只考虑中值增强高于给定阈值的点。这个阈值可以选取的足够低,以便检测甚至小的脉管。这不难设置,因为并不依赖于计算,而只是通过处理较少的体素来加速整个过程。通过在每个图像体素将增强后获得物的中值减去增强前获得物的值来计算中值增强。然后通过应用仿射函数将这个差标准化,使得最终的增强在范围 $[0, 200]$ 中。图 3(a)-(c)、图 4(a)-(c) 和图 5 示出了所述结果的几个代表性实例。

[0095] 图 3(a)-(c) 示出了大损伤的分割,而图 4(a)-(c) 示出了多个小损伤的分割。对于这些图,画面 (panel) (a) 示出了经阈值化的最初的增强后增强图像,画面 (b) 示出了检测到的脉管,而画面 (c) 示出了已移除脉管的损伤。

[0096] 图 5 示出了使用 $\alpha = 6$ 的形状张量对乳房 MRI 中的血管结构的分割。这三列示出了相同患者的正交视图。第一行示出中值增强的初始 MIP。第二行示出自动移除脉管的相同体积。第三行单独示出移除的脉管的 MIP。注意,直径和增强水平非常不同的脉管被正确分割。通过取形状张量的特征值使得 $\lambda_3/\lambda_2 > 3$ 的地点来执行检测。

[0097] 在这些图的每个图中,注意,多么小的脉管都被正确分割,并且多么小的球体结构都保持完好。作为进一步的验证,在 40 种情况下,依照本发明的方法提取血管结构,三个放射科医师观察这些结构并且标记了总共 75 处损伤。在所有情况下脉管被正确分割,并且所有被标记的损伤都保持完好。

[0098] 在图 6 中示出了依照本发明实施例的基于矩的分割方法的流程图。现在参考该图,在步骤 61,提供要被分割的图像。针对图像中如在步骤 62 所确定的体素计算形状张量,该体素的中值对比增强超过预定的阈值。在步骤 63,在围绕所选体素的固定尺寸的窗口中计算根据其定义形状张量的矩。在步骤 64,计算该形状张量的特征值,并且在步骤 65,确定下层结构的离心率。在步骤 66,该过程循环,直到每个体素已经被处理。在步骤 67,基于由形状张量导出的离心率分割图像。

[0099] 提取局部形状信息的基于矩的方法可以与基于较高阶图像导数的方法相比较。例如,已经提出梯度平方张量 (GST, Gradient Square Tensor) (或结构张量) 作为估计局部结构维数的稳健方法。该方法基于一阶导数并且因此可以称为一阶的结构描述符。海赛的特征值也提供局部图像结构信息,以及在给定点的等水平 (isolevel) 的主曲率。海赛和主曲率根据二阶导数定义,并且因而可以称为二阶的结构描述符。形状张量可以被看作零阶的结构描述符。形状张量基于积分,并且因而与基于一阶或二阶导数的方法相比,形状张量对于噪声具有很稳健的属性。另外,不需要假设图像函数上的任何可微性,这简化了建模。基于形状张量的方法的问题是连接部没有被检测到。另外,需要较好的理解来确定是否能够根据 $\alpha > 1$ 的形状张量的特征值来计算几何形状属性。

[0100] 应理解,本发明可以用各种形式的硬件、软件、固件、专用过程或其组合来实现。在一个实施例中,本发明可以用软件被实施为有形地被包含在计算机可读程序存储设备上的应用程序。该应用程序可以被上载到包含任何合适体系架构的机器中并且由该机器运行。

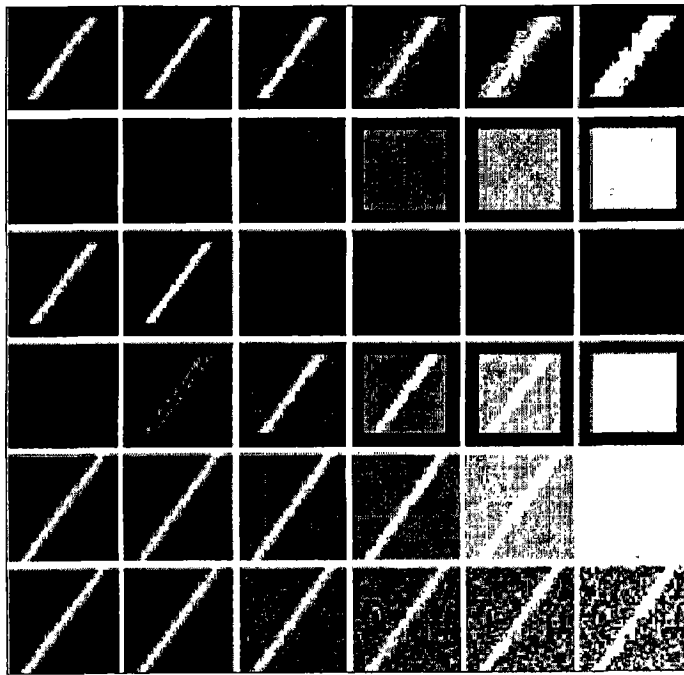
[0101] 图 7 是用于实施依照本发明实施例的基于矩的分割方法的示范性计算机系统的框图。现在参考图 7,用于实施本发明的计算机系统 71 其中可以包括中央处理单元

(CPU) 72、存储器 73 和输入 / 输出 (I/O) 接口 74。计算机系统 71 通常通过 I/O 接口 74 被耦合到显示器 75 和各种输入设备 76, 输入设备诸如是鼠标和键盘。支持电路可以包括诸如高速缓存、电源、时钟电路的电路以及通信总线。存储器 73 可以包括随机存取存储器 (RAM)、只读存储器 (ROM)、硬盘驱动器、磁带驱动器等或者其组合。本发明可以被实施为存储在存储器 73 中的例行程序 77 并且由 CPU 72 运行来处理来自信号源 78 的信号。同样地, 计算机系统 71 是通用计算机系统, 当运行本发明的例行程序 77 时, 该通用计算机系统成为专用计算机系统。

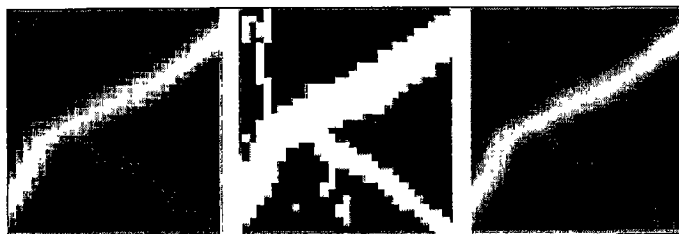
[0102] 计算机系统 71 还包括操作系统和微指令代码。这里描述的各种过程和函数可以是微指令代码的部分, 或者是经由操作系统运行的应用程序的部分 (或者是其组合)。另外, 各种其它外围设备可以被连接到计算机平台, 诸如连接到附加的数据存储设备和打印设备。

[0103] 应进一步理解, 因为附图中所示出的一些组成系统部件和方法步骤可以用软件来实现, 所以这些系统部件 (或过程步骤) 之间的实际连接可以依赖于本发明编程的方式而不同。给定这里提供的本发明的教导, 本领域技术人员将能够设想本发明的这些和类似的实施方式或配置。

[0104] 尽管已参考优选实施例详细描述了本发明, 但是本领域技术人员将理解, 在不偏离随附权利要求书中所阐述的本发明的精神和范围的情况下可以对其进行各种修改和替换。



(b)



(a)

图 1

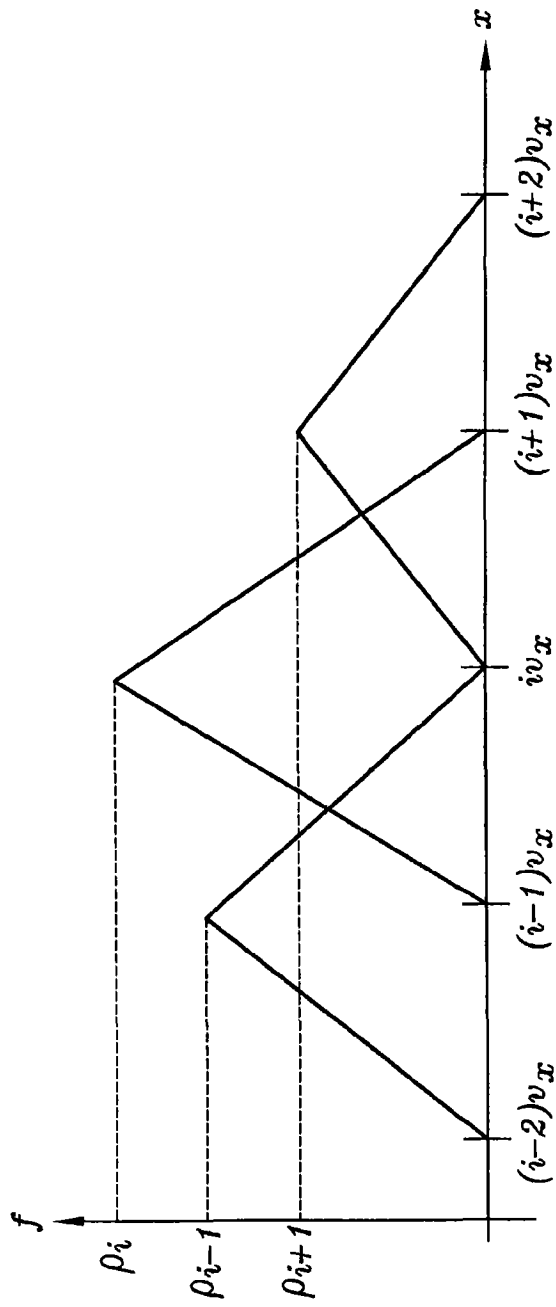


图 2



(b)



(a)



(c)

3
图



(b)



(a)



(c)

4



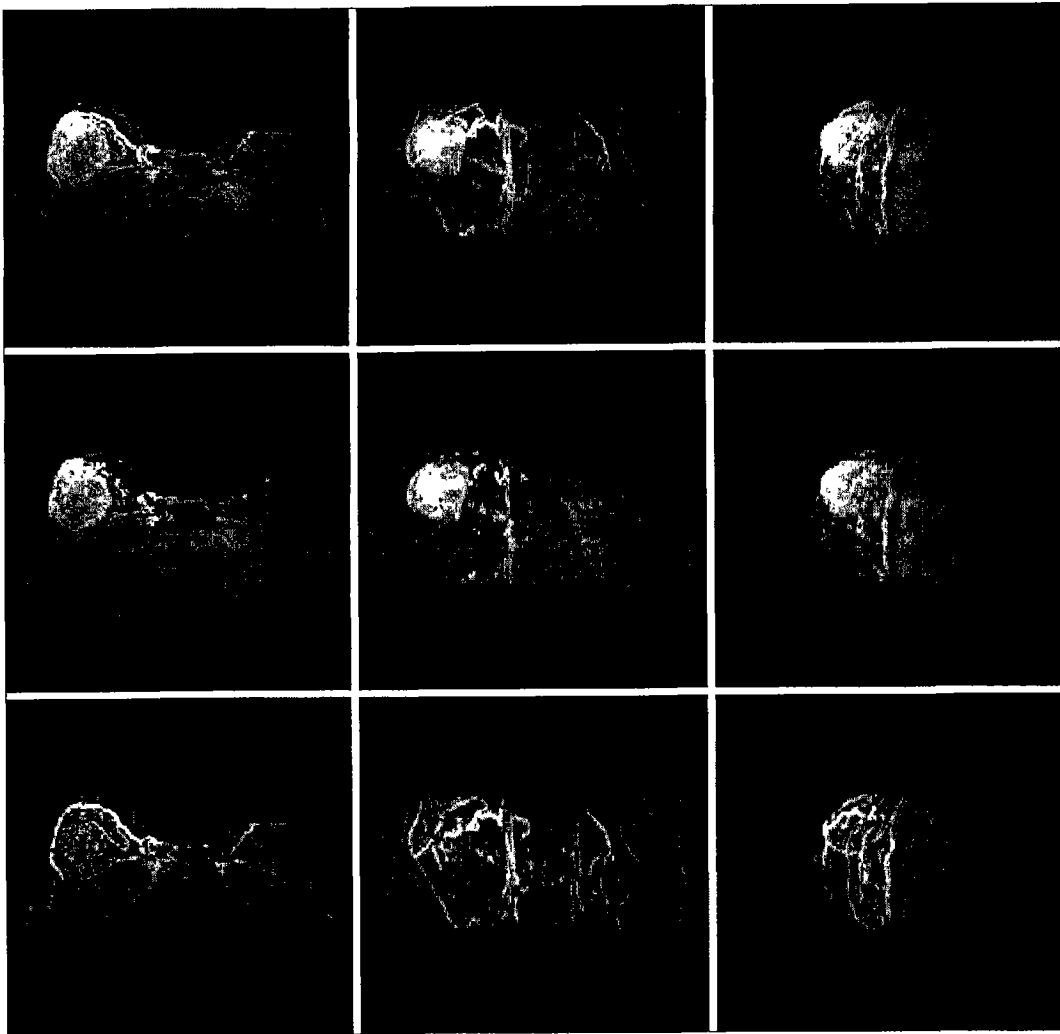


图 5

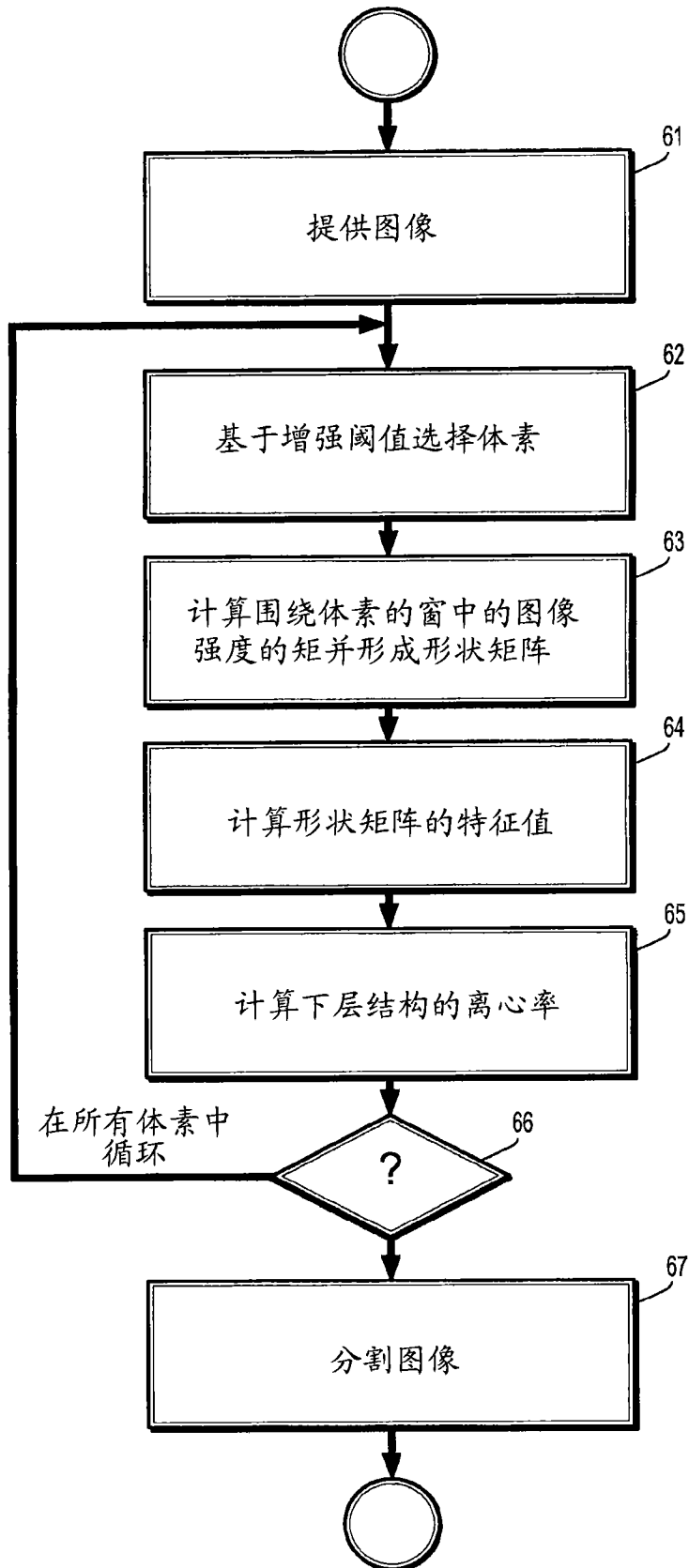


图 6

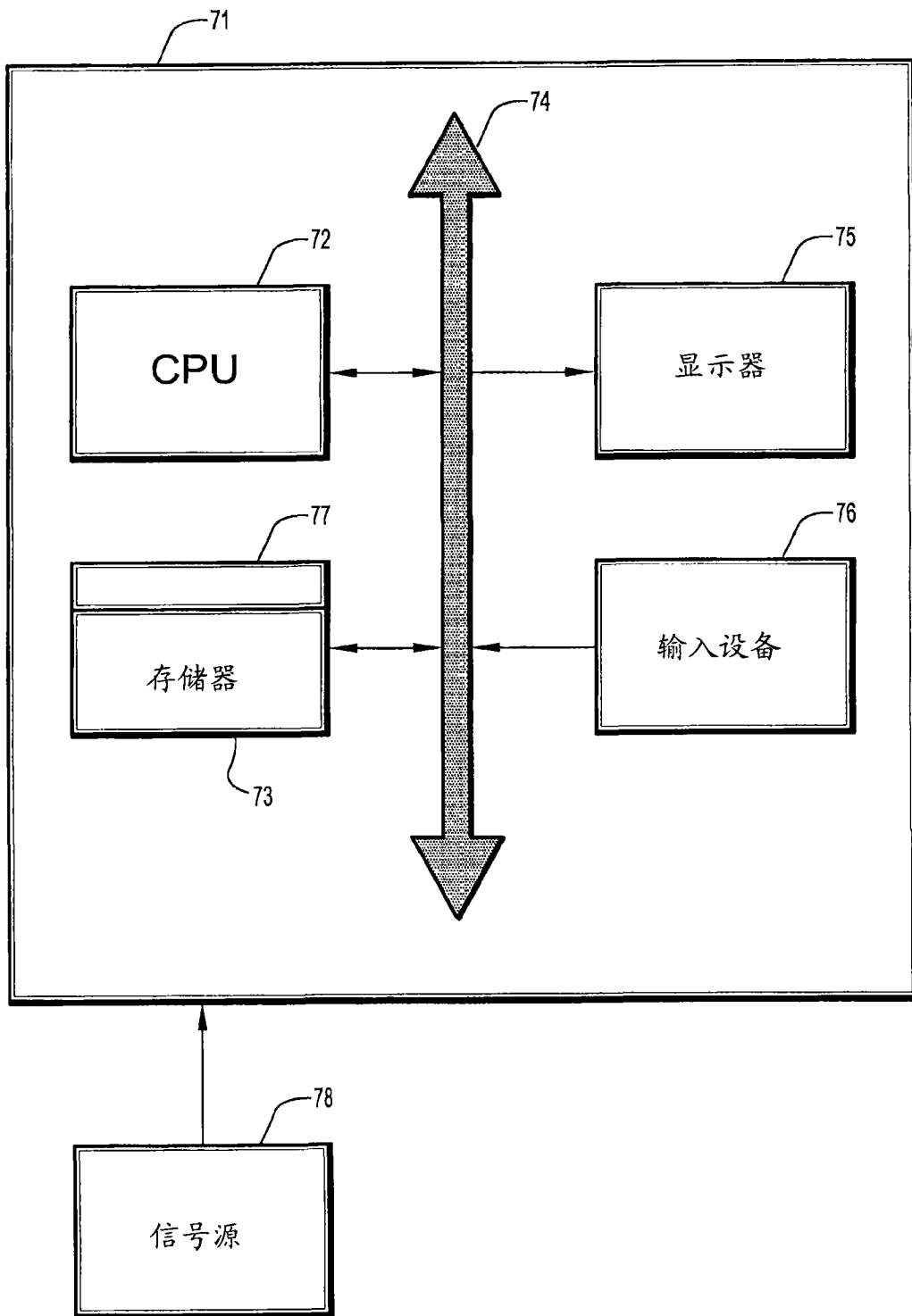


图 7