



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103985123 A

(43) 申请公布日 2014. 08. 13

(21) 申请号 201410210017. X

(22) 申请日 2014. 05. 17

(71) 申请人 清华大学深圳研究生院
地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大学
城清华校区

(72) 发明人 袁克虹 张娟

(74) 专利代理机构 深圳市汇力通专利商标代理
有限公司 44257

代理人 李保明 张慧芳

(51) Int. Cl.
G06T 7/00 (2006. 01)

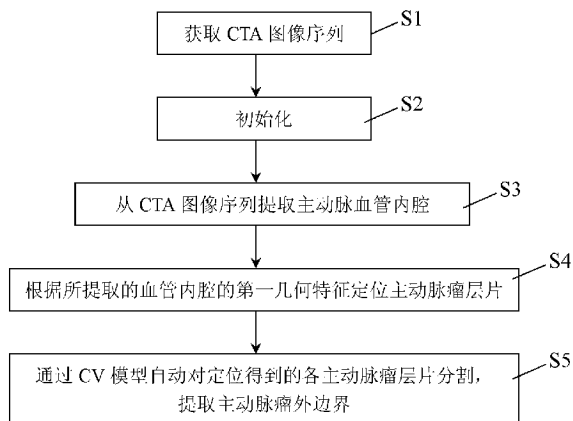
权利要求书2页 说明书5页 附图2页

(54) 发明名称

基于 CTA 图像的腹主动脉瘤外边界分割方法

(57) 摘要

一种基于 CTA 图像的主动脉瘤外边界分割方法,它包括以下步骤:获取 CTA 图像序列;从 CTA 图像序列提取主动脉血管内腔;根据所提取的血管内腔的第一几何特征定位主动脉瘤层片;以前一层图像的分割结果作为对当前图像分割的初始边界,通过 CV 模型自动对定位得到的各主动脉瘤层片分割,提取主动脉瘤外边界。本发明方法能够快速、准确地从 CTA 图像序列获得主动脉瘤外边界,从而能够提高医生的工作效率,减轻工作量,降低成本。



1. 一种基于 CTA 图像的主动脉瘤外边界分割方法,其特征在于,该分割方法包括以下步骤:

获取 CTA 图像序列;

从 CTA 图像序列提取主动脉血管内腔;

根据所提取的血管内腔的第一几何特征定位主动脉瘤层片;

以前一层图像的分割结果作为对当前图像分割的初始边界,通过 CV 模型自动对定位得到的各主动脉瘤层片分割,提取主动脉瘤外边界。

2. 根据权利要求 1 所述的基于 CTA 图像的主动脉瘤外边界分割方法,其特征在于,从 CTA 图像序列提取主动脉血管内腔的方法包括:

根据 CTA 图像血管区域的 CT 值设定阈值,利用该阈值对 CTA 图像序列的每层图像进行分割,获取类似血管的二维区域;

计算所述二维区域的第二几何特征,与设定值比较,排除掉部分二维区域;

根据层间连续性将剩余的二维区域进行层间合并,得到至少一个三维区域;

提取与种子点连通的三维区域,作为主动脉血管内腔。

3. 根据权利要求 2 所述的基于 CTA 图像的主动脉瘤外边界分割方法,其特征在于,所述第二几何特征包括面积、周长、均值、方差、圆形度和偏心率中的一个或多个。

4. 根据权利要求 2 所述的基于 CTA 图像的主动脉瘤外边界分割方法,其特征在于,所述阈值包括第一阈值 θ_H 和第二阈值 θ_L ,利用该阈值对 CTA 图像序列的每层图像进行分割获取类似血管的二维区域的方法包括:

从 CTA 图像序列读取一层图像;

逐行扫描像素点灰度值,并标记为 $F(x, y)$, 标记规则为

$$F(x, y) = \begin{cases} 1 & (G(x, y) \leq \theta_H \ \&\& \ G(x, y) \geq \theta_L) \\ 0 & \text{其他} \end{cases}$$

并将同一行内标记值相同的像素点合并为一个集合,并进行标记;

逐行扫描线型排布的像素点集,当相邻行之间的像素点集空间位置 8 邻接时,将线型排布的像素点集合并为二维区域。

5. 根据权利要求 1 所述的基于 CTA 图像的主动脉瘤外边界分割方法,其特征在于,所述第一几何特征包括内腔的最大最小径和面积分布。

6. 根据权利要求 1 所述的基于 CTA 图像的主动脉瘤外边界分割方法,其特征在于,所述 CV 模型包括形状约束能量,该形状约束能量定义为:

$$E_{shape}(X_i) = \begin{cases} d(X_i, C_i) & \text{if } X_i \in \text{outside}(c) \\ -d(X_i, C_i) & \text{if } X_i \in \text{inside}(c) \end{cases}$$

其中, $d(X_i, C_i)$ 表示点 X_i 沿边界法向量到边界的距离, $\text{outside}(c)$ 表示边界以外的区域, $\text{inside}(c)$ 表示边界以内的区域。

7. 根据权利要求 1 所述的基于 CTA 图像的主动脉瘤外边界分割方法,其特征在于,所述 CV 模型包括边界指示函数 $g(x, y) = \frac{1}{1 + \lambda |\nabla G * I(x, y)|}$, 其中, $\nabla G * I(x, y)$ 为高斯滤波之后

的局部梯度值,所述边界指示函数作为边界形状控制的权重函数,在图像中边界清晰处权重函数的值较小,在边界模糊处权重函数的值较大。

8. 根据权利要求1所述的基于CTA图像的主动脉瘤外边界分割方法,其特征在于,CV模型只迭代计算由初始化区域定义的窄带内的控制点的水平集函数值,窄带定义为 $S = \pm \delta / 2$ 的曲线,边界内部和外部的灰度均值均为窄带区域中边界内部和外部的灰度均值, δ 表示对水平集函数进行归一化计算后选取的阈值。

9. 根据权利要求1所述的基于CTA图像的主动脉瘤外边界分割方法,其特征在于,该主动脉瘤外边界分割方法还包括以放射线方式计算主动脉瘤的厚度的步骤。

基于 CTA 图像的腹主动脉瘤外边界分割方法

技术领域

[0001] 本发明属于计算机视觉及图像处理领域,具体涉及一种基于 CTA 图像的腹主动脉瘤外边界分割方法。

背景技术

[0002] 腹主动脉瘤是腹主动脉局限性退化扩张,最终无法承受血流冲击而导致瘤壁破裂的一种高危性疾病。一般认为局部的腹主动脉扩张至直径增大 50% 以上,即可诊断为腹主动脉瘤。腹主动脉瘤的发病率随着年龄不断增加。在临床检查中,造影增强的 CT 图像 (contrast CT angiography, CTA) 是动脉瘤成像和准确测量中常见的成像方法。CTA 提供了主动脉的详细解剖信息,可以实现血管内腔、钙化部分以及血栓的可视化。

[0003] 进行血管介入修复治疗的腹主动脉瘤患者需要持续对腹主动脉瘤进行成像,以便及时发现动脉瘤的病情发展。一个重要的监控指标就是囊性指数。用体积比例计算的囊性指数比用直径计算的囊性指数更加准确可靠,然而这需要医生手工对动脉瘤进行逐层勾画。

[0004] 对血管结构参数的准确量化对于疾病的诊断和治疗有着重要意义。通过对腹主动脉瘤直径体积的测量计算,可以对其破裂的危险性进行评估,而手术治疗前后腹主动脉瘤直径和体积的变化显示了以后破裂的危险性。此外,对于血管内部修复的可行性以及选择合适的支架类型和大小,动脉瘤的直径、体积以及瘤体随时间变化参数是重要的依据。介入治疗支架的形状及参数是以 CTA 及 MRA 检查为依据的。术前评估的参数包括:腹主动脉瘤远、近端瘤颈长度及直径,与重要内脏分支血管的关系,管壁的厚度及钙化情况,腹主动脉瘤的类型、大小,移植物导入路径的情况(狭窄及扭曲程度)。然而二维的参数测量是不准确的,更准确的方法是进行三维的参数测量。腹主动脉瘤的三维模型重建需要大量的人工交互。实际应用中,大部分的主动脉瘤数据是通过观察每个切片并手动圈出感兴趣区域而得到的,手动的方法十分耗时,而且随着数据量的增大,它变得越来越不实际。

[0005] 利用计算机图像处理的方法,提取 CT 图像序列中腹主动脉瘤,计算得到腹主动脉瘤的几何形状和尺寸是预测瘤破裂危险性的重要依据。腹主动脉瘤的分割包括内腔和外部血栓分割两部分,以往采用人工手动分割的方法效率低,不能满足临床医疗的需要。为了减少分析时间并增加可重复性,需要采用自动分割或半自动分割。腹主动脉瘤的外边界由于边界模糊,分割难度较大。由于动脉瘤与周围组织灰度相近,血栓的边缘非常模糊,而且有很多临近的组织与腹主动脉瘤外壁相当接近,使得动脉瘤的边界很难提取。而且不同病人间,相同的病人在不同的时候,动脉瘤的大小形状有很大区别,同一个病人在一次动脉瘤 CTA 成像中,动脉瘤不同层片的大小形状差距很大。动脉瘤分割单纯的阈值方法无法正确区分血栓与周围组织,无法区分灰阶度,对于管壁的厚度和钙化情况表现无法准确表现。

发明内容

[0006] 本发明的目的是提供一种基于 CTA 图像的腹主动脉瘤外边界分割方法,以解决现

有图像分割方法无法准确提取动脉瘤外边界的技术问题。

[0007] 本发明的具体技术方案为：

[0008] 一种基于 CTA 图像的主动脉瘤外边界分割方法，其包括以下步骤：

[0009] 获取 CTA 图像序列；

[0010] 从 CTA 图像序列提取主动脉血管内腔；

[0011] 根据所提取的血管内腔的第一几何特征定位主动脉瘤层片；

[0012] 以前一层图像的分割结果作为对当前图像分割的初始边界，通过 CV 模型自动对定位得到的各主动脉瘤层片分割，提取主动脉瘤外边界。

[0013] 在上述的基于 CTA 图像的主动脉瘤外边界分割方法中，优选地，从 CTA 图像序列提取主动脉血管内腔的方法包括：根据 CTA 图像血管区域的 CT 值设定阈值，利用该阈值对 CTA 图像序列的每层图像进行分割，获取类似血管的二维区域；计算所述二维区域的第二几何特征，与设定值比较，排除掉部分二维区域；根据层间连续性将剩余的二维区域进行层间合并，得到至少一个三维区域；以及提取与种子点连通的三维区域，作为主动脉血管内腔。

[0014] 在上述的基于 CTA 图像的主动脉瘤外边界分割方法中，优选地，所述第二几何特征包括面积、周长、均值、方差、圆形度和偏心率中的一个或多个。

[0015] 在上述的基于 CTA 图像的主动脉瘤外边界分割方法中，优选地，所述阈值包括第一阈值 θ_H 和第二阈值 θ_L ，利用该阈值对 CTA 图像序列的每层图像进行分割获取类似血管的二维区域的方法包括：从 CTA 图像序列读取一层图像；逐行扫描像素点灰度值，并标记为

$F(x, y)$ ，标记规则为
$$F(x, y) = \begin{cases} 1 & (G(x, y) \leq \theta_H \ \&\& \ G(x, y) \geq \theta_L) \\ 0 & \text{其他} \end{cases}$$
 并将同一行内标记值相同

的像素点合并为一个集合，并进行标记；逐行扫描线型排布的像素点集，当相邻行之间的像素点集空间位置 8 邻接时，将线型排布的像素点集合并为二维区域。

[0016] 在上述的基于 CTA 图像的主动脉瘤外边界分割方法中，优选地，所述第一几何特征包括所提取的各层血管内腔的最大最小径分布和面积值分布。

[0017] 在上述的基于 CTA 图像的主动脉瘤外边界分割方法中，优选地，所述 CV 模型包

括形状约束能量，该形状约束能量定义为：
$$E_{shape}(X_i) = \begin{cases} d(X_i, C_i) & \text{if } X_i \in \text{outside}(c) \\ -d(X_i, C_i) & \text{if } X_i \in \text{inside}(c) \end{cases}$$
 其

中， $d(X_i, C_i)$ 表示点 X_i 沿边界法向量到边界的距离， $\text{outside}(c)$ 表示边界以外的区域， $\text{inside}(c)$ 表示边界以内的区域。

[0018] 在上述的基于 CTA 图像的主动脉瘤外边界分割方法中，优选地，所述 CV 模型包括

边界指示函数
$$g(x, y) = \frac{1}{1 + \lambda |\nabla G * I(x, y)|}$$
，其中， $\nabla G * I(x, y)$ 为高斯滤波之后的局部梯度值，

所述边界指示函数作为边界形状控制的权重函数，在图像中边界清晰处权重函数的值较小，在边界模糊处权重函数的值较大。

[0019] 在上述的基于 CTA 图像的主动脉瘤外边界分割方法中，优选地，CV 模型只迭代计算由初始化区域定义的窄带内的控制点的水平集函数值，窄带定义为 $S = \pm \delta / 2$ 的曲线，

边界内部和外部的灰度均值均为窄带区域中边界内部和外部的灰度均值， δ 表示对水平集函数进行归一化计算后选取的阈值。

[0020] 在上述的基于 CTA 图像的主动脉瘤外边界分割方法中，优选地，该主动脉瘤外边界分割方法还包括以放射线方式计算主动脉瘤的厚度的步骤。

[0021] 本发明方法能够快速、准确地从 CTA 图像序列获得主动脉瘤外边界，从而能够提高医生的工作效率，减轻工作量，降低成本。

附图说明

[0022] 图 1 为一实施例基于 CTA 图像的主动脉瘤外边界分割方法的流程图；

[0023] 图 2 为其中提取主动脉血管内腔的流程图；

[0024] 图 3 为实验中分割到的一些主动脉血管内腔的效果图；

[0025] 图 4 为实验中分割到的一些主动脉瘤外边界的效果图。

具体实施方式

[0026] 下面结合附图和实施例对本发明进一步说明。这些更详细的描述旨在帮助理解本发明，而不应被用于限制本发明。根据本发明公开的内容，本领域技术人员明白，可以不需要一些或者所有这些特定细节即可实施本发明。而在其它情况下，为了避免将发明创造淡化，未详细描述众所周知的操作过程。

[0027] 如图 1 所示，本基于 CTA 图像的主动脉瘤外边界分割方法包括以下步骤：

[0028] 步骤 S1，获取 CTA 图像序列。患者通过静脉团注的方式注射造影剂，扫描 CTA 图像数据，图像是 DICOM 格式。

[0029] 步骤 S2，初始化。采用各向异性扩散滤波方式对图像进行滤波处理，手动圈定第一幅 CTA 图像的血栓外边界区域，并选择内腔中的一点作为种子点。

[0030] 步骤 S3，从 CTA 图像序列提取主动脉血管内腔。可以采用快速对称区域生长算法提取血管内腔。鉴于经 CT 造影成像后的部分血管区域与骨骼区域在 CT 值上很接近，在较佳实施例中，将 CT 横断面图像中区域的几何特征作为分类的特征之一，加入对称区域生长的判别标准中。图 2 示出了一种提取主动脉血管内腔的流程。如图 2 所示，这种从 CTA 图像序列提取主动脉血管内腔的方法包括以下步骤：

[0031] 步骤 S31，从 CTA 图像序列读取一层图像。逐行扫描像素点灰度值，并标记为 $F(x, y)$ ，标记规则如下：

$$[0032] \quad F(x, y) = \begin{cases} 1 & (G(x, y) \leq \theta_H \ \&\& \ G(x, y) \geq \theta_L) \\ 0 & \text{其他} \end{cases} \quad \text{其中 } G(x, y) \text{ 为像素点的灰度值，} \theta_H$$

为第一阈值， θ_L 为第二阈值， θ_H 和 θ_L 根据 CTA 图像血管区域的 CT 值设定。并将同一行内标记值相同的像素点合并为一个集合，并进行标记。

[0033] 步骤 S32，逐行扫描线型排布的像素点集，当相邻行之间的像素点集空间位置 8 邻接时，将线型排布的像素点集合并为二维区域。

[0034] 通过上述步骤 S31 至步骤 S32，能够在每层 CTA 图像获取类似血管的二维区域。

[0035] 步骤 S33，灰度特征判别，排除掉部分不属于血管的二维区域。具体方法是计算区

域的灰度均值和方差,与设定值比较,排除掉部分不属于血管的二维区域。

[0036] 步骤 S34,几何特征判别。计算二维区域的第二几何特征,与设定值比较,排除掉部分不属于血管的二维区域。第二几何特征可以是面积、周长、均值、方差、圆形度和偏心率中的一个或多个。由于在 CT 横断面图像中,骨骼区域和血管区域的区域的面积和周长、区域的均值和方差、区域的圆形度、偏心率等几何特征均存在很大的差异,所以通过该步骤可以排除掉与血管区域 CT 值相近的骨骼区域。

[0037] 步骤 S35,根据层间连续性将剩余的二维区域进行层间合并,得到至少一个三维区域。

[0038] 步骤 S36,连通性判别,提取与种子点连通的三维区域,作为主动脉血管内腔。

[0039] 步骤 S4,根据所提取的血管内腔的第一几何特征定位主动脉瘤层片。第一几何特征是内腔的最大最小径和面积分布。

[0040] 步骤 S5,以前一层图像的分割结果作为对当前图像分割的初始边界,通过 CV 模型自动对定位得到的各主动脉瘤层片分割,提取主动脉瘤外边界。

[0041] 在一种较佳的实施例中,采用窄带控制的 CV 模型,其能量泛函为:

$$E(C) = \lambda_1 \int_{\text{inside}(C)} |u_0(x, y) - c_1|^2 dx dy + \lambda_2 \int_{\text{outside}(C)} |u_0(x, y) - c_2|^2 dx dy + \mu \cdot \text{Length}(C) + v \cdot \text{Area}(\text{inside}(C)) - \omega \cdot \int E_{\text{shape}}(x, y) dx dy$$

[0043] 其中, $E_{\text{shape}}(x, y)$ 表示当前位置的形状约束能量,形状约束能量由关于动脉瘤外边界的解剖先验知识决定。我们将形状约束能量定义为:

$$E_{\text{shape}}(X_i) = \begin{cases} d(X_i, C_i) & \text{if } X_i \in \text{outside}(c) \\ -d(X_i, C_i) & \text{if } X_i \in \text{inside}(c) \end{cases}$$

[0045] 其中, $d(X_i, C_i)$ 表示点 X_i 沿边界法向量到边界的距离, $\text{outside}(c)$ 表示边界以外的区域, $\text{inside}(c)$ 表示边界以内的区域。形状约束能量作为图像约束外力的一部分,指向初始化边界。

[0046] 进一步地,为了避免在演化过程中边界泄露至周围临近组织,较佳实施例中提出了一个边界指示函数:

$$g(x, y) = \frac{1}{1 + \lambda |\nabla G * I(x, y)|}$$

[0048] 作为边界形状控制的权重函数。其中, $\nabla G * I(x, y)$ 为高斯滤波之后的局部梯度值,在图像中边界清晰处权重函数的值较小,在边界模糊处权重函数的值较大,从而增强形状控制力的作用,使边界停留在预设形状的附近,避免了边界向邻近组织的泄露。

[0049] 为了使迭代计算过程更有效率,在较佳实施例中,只迭代计算由初始化区域定义的窄带内的控制点的水平集函数值,窄带定义为 $S = \pm \delta / 2$ 的曲线, δ 表示对水平集函数进行归一化后选取的阈值,从而大大降低了需要计算的数据量。为避免窄带区域外部像素对分割结果的影响,在计算边界内部和外部灰度均值时,只计算窄带区域中,边界内部和外部的灰度均值。

[0050] 通过上述步骤 S1 至步骤 S5,能够快速、准确地从 CTA 图像提取主动脉瘤外边界。

[0051] 为了进一步减少人员的工作量,进一步还包括步骤 S6,以放射线方式计算主动脉瘤的厚度。具体地,以主动脉瘤内腔中心点出发作放射线,角度为 θ ,该放射线与主动脉瘤内外边界分别相交于点 N 和点 F,点 N 与 F 之间的距离即为 θ 方向上的主动脉瘤的厚度,这里的主动脉内外边界分别指处于血管内的边界和处于血管外的边界。

[0052] 本发明方法可以用于腹主动脉瘤外边界分割,但并不限于此,也可用于其它主动脉瘤外边界分割。

[0053] 图 3 示出了用本发明方法分割到的几个病例的腹主动脉血管内腔,图像是对分割的腹主动脉血管内腔用表面绘制方法进行三维重建的正面三维视图,腹主动脉血管内腔得到了完整的提取。图 4 示出了用本发明方法分割到的几组病例 CTA 图像的腹主动脉瘤外边界结果,其中白色轮廓线表示用本发明方法分割得到的腹主动脉瘤外边界轮廓,能够很好地贴合真实边界,准确提取腹主动脉瘤外边界。

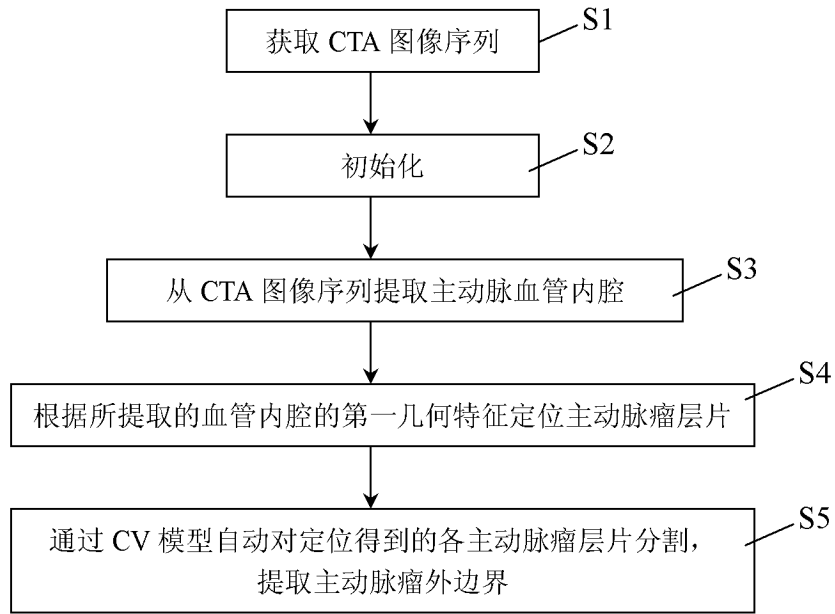


图 1

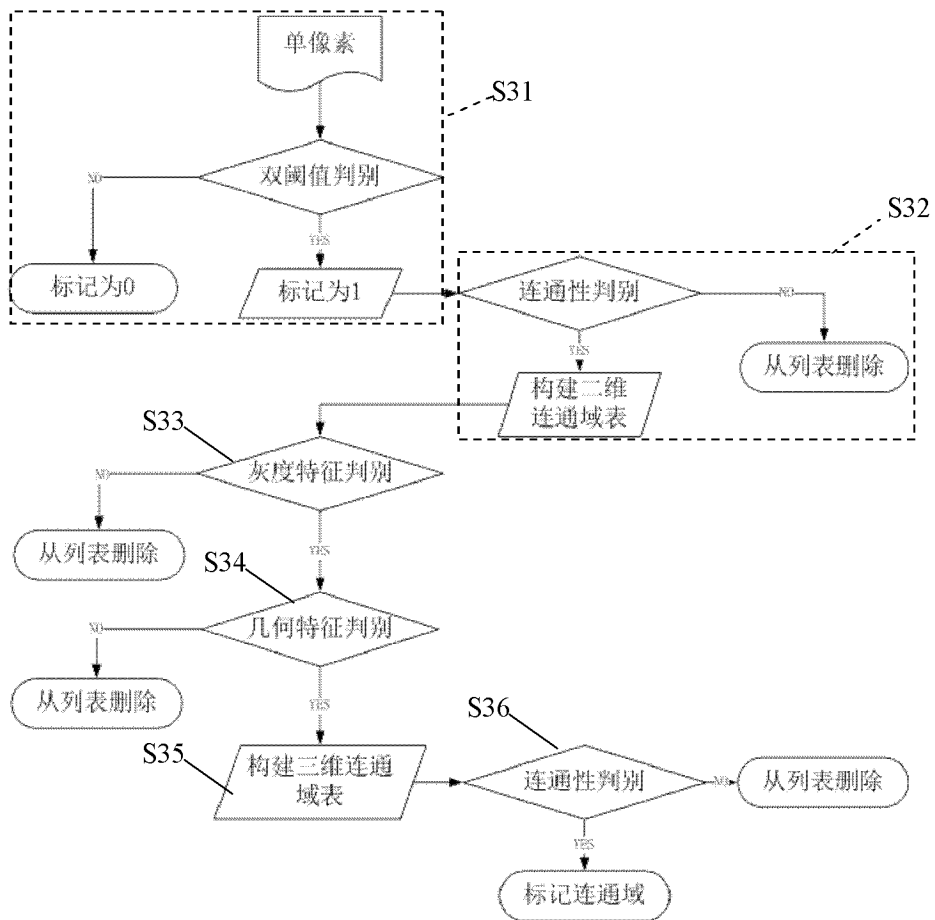


图 2

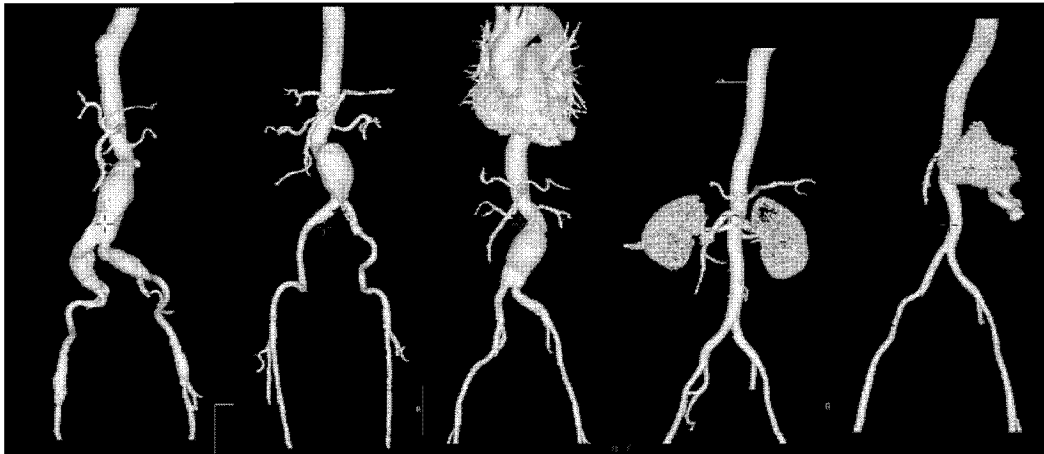


图 3

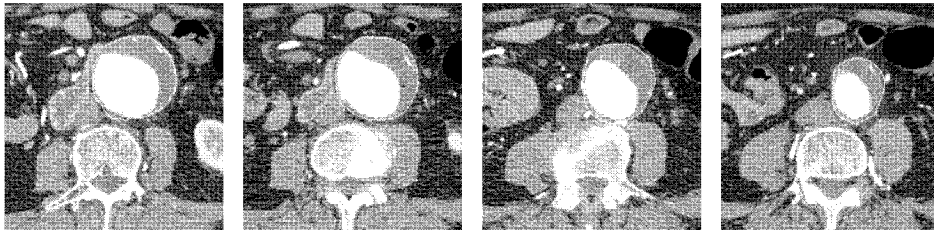


图 4