



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104318557 A

(43) 申请公布日 2015.01.28

(21) 申请号 201410552528.X

(22) 申请日 2014.10.17

(71) 申请人 重庆大学

地址 400044 重庆市沙坪坝区沙正街 174 号

(72) 发明人 王翊 房斌 钟南昌 董家鸿

谭立文 李颖

(74) 专利代理机构 重庆市前沿专利事务所（普通合伙）50211

代理人 郭云

(51) Int. Cl.

G06T 7/00 (2006.01)

A61B 6/03 (2006.01)

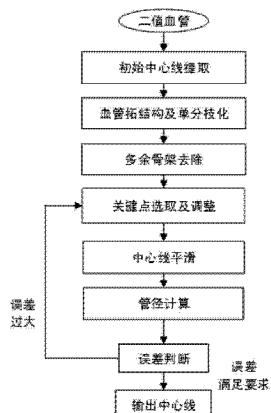
权利要求书3页 说明书8页 附图2页

(54) 发明名称

血管骨架线重构及精确管径计算方法

(57) 摘要

本发明提出了一种血管骨架线重构及精确管径计算方法，其包括如下步骤：对 CT 图像中的二值血管图像进行细化，形成初步的骨架线；对血管的骨架线进行单分枝化，分离骨架线，形成独立血管段；对获得的单分支的血管骨架线进行检测，去除多余骨架线；对得到的所有的单分支骨架线进行平滑，得到精确的中心线；输出平滑后的血管骨架线。本发明的对初步骨架线进行单分枝化，去除多余骨架线，从而对骨架进行平滑，获得的骨架点所在位置为血管中心，从而使血管模型更准确。



1. 一种血管骨架线重构及精确管径计算方法,其特征在于,包括如下步骤:

S1,对CT图像中的二值血管图像进行细化,形成初步的骨架线;

S2,对血管的骨架线进行单分支化,分离骨架线,形成独立血管段;

S3,对步骤S2获得的单分支的血管骨架线进行检测,去除多余骨架线;

S4,对步骤S3得到的所有的单分支骨架线进行平滑,得到精确的中心线;

S5,输出平滑后的血管骨架线。

2. 如权利要求1所述的血管骨架线重构及精确管径计算方法,其特征在于,所述步骤S2中对血管的骨架线进行单分支化的方法为:

从根段出发点或者从任意分叉点开始,连续后缀为1的骨架段构成的主分支,当从根节点出发时,逐级往下找出所有以根节点的编号为前缀的并且后缀连续为1的段,然后把这些段按前后顺序合并为一个段,

当从任一分叉点开始时,选择编号后缀不为1的段作为开始段,逐级往下找出所有以所述开始段的编号为前缀的并且后缀连续为1的段,然后把这些段按前后顺序合并为一个段,这些段就是单分支。

3. 如权利要求2所述的血管骨架线重构及精确管径计算方法,其特征在于,对血管的骨架线进行单分支化的方法为:

S21,设当前骨架线上从一个分叉点到下一个分叉点之间的中间点序段为 $B_{s,x}$,那么它的各个孩骨架子线段依次编码为 $B_{s,10x+i}$,其中,i为从1到孩子节点个数n,根段编码为 $B_{s,1}$;

S22,令 $m = 1, j = 1, s = 1$;

S23, $p = m$;

S24,判断 $B_{s,m}$ 是否有孩子骨架线,如果有,则将 $B_{s,m}$ 和 $B_{s,10m+1}$ 相连作为 $B_{1,p}$,并执行步骤S25,如果没有,则输出 $B_{1,p}$,执行步骤S26;

S25,令 $m = 10 \times m + 1$,返回步骤S24继续执行;

S26,判断第s个节点的孩子骨架线的个数q;

S27,令 $j = j + 1$;

S28,令 $m = 10 \times s + j$,若 $q \geq j$ 则返回步骤S23,若 $q < j$,则 $s = s + 1$,返回执行步骤S26。

4. 如权利要求1所述的血管骨架线重构及精确管径计算方法,其特征在于,所述步骤S3中去除多余骨架线的方法为:

根据权利要求2或3获得的单分支,血管长度小于t个像素且无子分支的单分支为多余骨架线并去除,所述t为正整数。

5. 如权利要求4所述的血管骨架线重构及精确管径计算方法,其特征在于,所述 $t = 5$ 。

6. 如权利要求1所述的血管骨架线重构及精确管径计算方法,其特征在于,所述步骤S4中将单分支骨架线进行平滑,得到精确的中心线的方法为:

S41,等间隔选取骨架线上的点作为控制点,对控制点进行调整求精,使其逐渐接近控制点所处血管段的中心;

S42,根据步骤S41中选取的控制点,对骨架线进行平滑处理,去除毛刺;

S43,将控制点拟合椭圆的短半轴作为该处血管的管径;

S44,对所有控制点拟合椭圆,计算长半轴与短半轴之比b,对所有的b进行求均值 b_{avg}

并对 b_{avg} 值进行判断,如果 $b_{avg} \leq 1.3$,则认为骨架平滑满足要求,反之则继续进行迭代,返回步骤 S41,再次进行平滑。

7. 如权利要求 6 所述的血管骨架线重构及精确管径计算方法,其特征在于,所述步骤 S41 中选取控制点,并对控制点进行调整求精的方法为:

S411,设骨架上的点 A_n 坐标为 (x_n, y_n, z_n) ,在以 A_n 为中心的邻域内取四个点 $(A_{n-2}, A_{n-1}, A_{n+1}$ 和 $A_{n+2})$,血管的法向量可以由下式给出:

$$\vec{n} = \begin{pmatrix} \frac{(x_{n+2} + x_{n+1} + x_n) - (x_{n-2} + x_{n-1} + x_n)}{3} \\ \frac{(y_{n+2} + y_{n+1} + y_n) - (y_{n-2} + y_{n-1} + y_n)}{3} \\ \frac{(z_{n+2} + z_{n+1} + z_n) - (z_{n-2} + z_{n-1} + z_n)}{3} \end{pmatrix}$$

S412,利用法向量与 CT 数据集进行相切,在相切过程中进行插值,形成该点处血管的插值切面图像;

S413,对初始控制点 P_i 点处血管的插值切面图像利用最小二乘法进行椭圆拟合,得到椭圆的中心 P'_i 及长短半轴,

若椭圆拟合的长半轴与短半轴之比 $b < 1.5$,将拟合椭圆的中心替代当前的骨架点;

若 $b > 1.5$,逆时针方向采用等角度试探来确定一个骨架点 P_i 的最优截,在过骨架点 P_i 并且垂直于当前切矢量的平面上,先提取出血管分支在该平面上投影形成的封闭轮廓线,并进行椭圆拟合,并以长半轴的方向为初始方向,即 0 方向,并以等角度 α 进行 k 次椭圆拟合,所述 k 为正整数,如果在试探拟合中,检测到 $b < 1.2$ 即停止,如整个过程中未满足 $b < 1.2$ 的条件,则通过记录所有的试探椭圆与断面轮廓线的区域偏差并作比较,吻合度越高者即为当前骨架点的最佳截面环,记录该截面环的中心,长半轴朝向和大小以及短半轴的大小,并用拟合椭圆的中心替代当前的骨架点作为控制点。

8. 如权利要求 6 所述的血管骨架线重构及精确管径计算方法,其特征在于,所述步骤 S42 中对骨架线进行平滑处理,去除毛刺的方法为:

从同一血管的控制点中连续选取四个控制点 P_0, P_1, P_2 和 P_3 ,对选取控制点中包含的血管进行平缓,令 T 是参数矩阵, M 是系数矩阵, P 为坐标分量矩阵,分别表示为式 2.1、式 2.2 和式 2.3,

$$T = [t^3 \ t^2 \ t^1 \ 1], t \in [0, 1] \quad (2.1)$$

$$M = \begin{bmatrix} -1 & 3 & -3 & 1 \\ 2 & -5 & 4 & -1 \\ -1 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 2 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (2.2)$$

$$P = \begin{bmatrix} p_0 \\ p_1 \\ p_2 \\ p_3 \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

P_1 和 P_2 之间拟合曲线就表示为式子 2.4, $t = 0$ 表示端点 P_1 , $t = 1$ 表示端点 P_2 。将式 2.1, 式 2.2 和式 2.3 代入式 2.4 可以得到最终的拟合 3 次式, 即式 2.5,

$$B(t) = TMP/2, t \in [0, 1] \quad (2.4)$$

$$\begin{aligned} B(t) = & (2P_1 + (-P_0 + P_2)t \\ & + (2P_0 - 5P_1 + 4P_2 - P_3)t^2 \\ & + (-P_0 + 3P_1 - 3P_2 + P_3)t^3)/2 \end{aligned} \quad (2.5)$$

通过迭代等间距地选择四个骨架点作为控制点 P , 而两个控制点之间的骨架点 Q 是将要被拟合点替代的, 用当前四个控制点拟合完当前的局部骨架段之后, 在两个控制点之间的拟合曲线上选择等间距的点替代之前将要被平滑的点。

血管骨架线重构及精确管径计算方法

技术领域

[0001] 本发明涉及生物医学工程和计算机视觉技术领域,具体涉及一种血管骨架线重构及精确管径计算方法。

背景技术

[0002] 在形态学中,对象的中心线是一种经过降维的物体形态的描述方式,不但能把对象的轮廓和区域信息进行组合,反映出对象重要的视觉上的线索;而且易于将中心线的线形连通结构转化为树或图的抽象形式,方便了对象的特征匹配。中心线利用与原始对象的连通性及拓扑结构相一致的细曲线来表示对象。

[0003] 目前,有一种获取中心线的方法为 K. Palágyi 等人的“12 子迭代细化算法对 CT 图像中的二值血管图像进行细化”中采用的方法,该算法由若干个子迭代组成,某种特定类型的边界点可在每个子迭代中删除,最后经过多次迭代,得到不可删除的中间线,如图 1 所示。但是,该算法存在三个问题:

[0004] 1) 骨架线容易形成毛刺:

[0005] 利用该方法进行骨架化中,受到二值化血管边缘的不光滑等情况影响,该方法易将血管中的突出认为是血管分支,从而形成伪骨架线,即为毛刺;

[0006] 2) 骨架线容易偏离中心线:

[0007] 在形成骨架的过程中,受到二值化血管边缘的不光滑等情况影响,造成血管骨架线偏离血管的中心位置;

[0008] 3) 骨架线不连续,存在锯齿:

[0009] 采用该方法取得的骨架线,由于基于 CT 序列图像,而必然造成形成的骨架线是以图像层的整数坐标为基础,而相邻的关系只能用 8 个方向来描述,因此形成的骨架线是不平滑和连续的,且容易形成锯齿。

[0010] 因此该方法得到的骨架线只能作为初始骨架线,需要进一步进行骨架精度的提高。

发明内容

[0011] 为了克服上述现有技术中存在的缺陷,本发明的目的是提供一种血管骨架线重构及精确管径计算方法,该方法不仅能够对骨架进行平滑,获得的骨架点所在位置为血管中心,并且能够精确计算血管管径。

[0012] 为了实现本发明的上述目的,本发明提供了一种血管骨架线重构及精确管径计算方法,包括如下步骤:

[0013] S1,对 CT 图像中的二值血管图像进行细化,形成初步的骨架线;

[0014] S2,对血管的骨架线进行单分枝化,分离骨架线,形成独立血管段;

[0015] S3,对步骤 S2 获得的单分枝的血管骨架线进行检测,去除多余骨架线;

[0016] S4,对步骤 S3 得到的所有的单分枝骨架线进行平滑,得到精确的中心线;

[0017] S5,输出平滑后的血管骨架线。

[0018] 本发明的血管骨架线重构及精确管径计算方法对利用 CT 图像得到的初步骨架线进行单分枝化,去除多余骨架线,从而对骨架进行平滑,获得的骨架点所在位置为血管中心,从而使血管模型更准确。

[0019] 在本发明的一种优选实施方式中,所述步骤 S2 中对血管的骨架线进行单分枝化的方法为:

[0020] 从根段出发点或者从任意分叉点开始,连续后缀为 1 的骨架段构成的主分支,当从根节点出发时,逐级往下找出所有以根节点的编号为前缀的并且后缀连续为 1 的段,然后把这些段按前后顺序合并为一个段,

[0021] 当从任一分叉点开始时,选择编号后缀不为 1 的段作为开始段,逐级往下找出所有以所述开始段的编号为前缀的并且后缀连续为 1 的段,然后把这些段按前后顺序合并为一个段,这些段就是单分支。

[0022] 在本发明的一个更加优选的实施方式中,对血管的骨架线进行单分枝化的方法为:

[0023] S21,设当前骨架线上从一个分叉点到下一个分叉点之间的中间点序段为 $B_{s,x}$,那么它的各个孩骨架子线段依次编码为 $B_{s,10x+i}$,其中,i 为从 1 到孩子节点个数 n,根段编码为 $B_{s,1}$;

[0024] S22,令 $m = 1, j = 1, s = 1$;

[0025] S23, $p = m$;

[0026] S24,判断 $B_{s,m}$ 是否有孩子骨架线,如果有,则将 $B_{s,m}$ 和 $B_{s,10m+1}$ 相连作为 $B_{1,p}$,并执行步骤 S25,如果没有,则输出 $B_{1,p}$,执行步骤 S26;

[0027] S25,令 $m = 10 \times m + 1$,返回步骤 S24 继续执行;

[0028] S26,判断第 s 个节点的孩子骨架线的个数 q;

[0029] S27,令 $j = j + 1$;

[0030] S28,令 $m = 10 \times s + j$,若 $q \geq j$ 则返回步骤 S23,若 $q < j$,则 $s = s + 1$,返回执行步骤 S26。

[0031] 从而实现血管的单分支,以便去除毛刺。

[0032] 在本发明的一种优选实施方式中,所述步骤 S3 中去除多余骨架线的方法为:

[0033] 根据获得的单分支,血管长度小于 t 个像素且无子分支的单分支为多余骨架线并去除,所述 t 为正整数。

[0034] 在本发明的一种更加优选的实施方式中,所述 $t = 5$ 。

[0035] 从而去除血管骨架线上的毛刺。

[0036] 在本发明的一种优选实施方式中,所述步骤 S4 中将单分支骨架线进行平滑,得到精确的中心线的方法为:

[0037] S41,等间隔选取骨架线上的点作为控制点,对控制点进行调整求精,使其逐渐接近控制点所处血管段的中心;

[0038] S42,根据步骤 S41 中选取的控制点,对骨架线进行平滑处理,去除毛刺;

[0039] S43,将控制点拟合椭圆的短半轴作为该处血管的管径;

[0040] S44,对所有控制点拟合椭圆,计算长半轴与短半轴之比 b,对所有的 b 进行求均值

bavg 并对 bavg 值进行判断,如果 bavg ≤ 1.3 , 则认为骨架平滑满足要求,反之则继续进行迭代,返回步骤 S41,再次进行平滑。

[0041] 该方法通过对控制点进行求精,不仅能够对骨架进行平滑,获得的骨架点所在位置为血管中心,并且能够精确计算血管管径。

[0042] 在本发明的另一种优选实施方式中,所述步骤 S41 中选取控制点,并对控制点进行调整求精的方法为:

[0043] S411,设骨架上的点 A_n 坐标为 (x_n, y_n, z_n) ,在以 A_n 为中心的邻域内取四个点 $(A_{n-2}, A_{n-1}, A_{n+1}$ 和 $A_{n+2})$,血管的法向量可以由下式给出:

$$[0044] \vec{n} = \begin{pmatrix} \frac{(x_{n+2} + x_{n+1} + x_n) - (x_{n-2} + x_{n-1} + x_n)}{3} \\ \frac{(y_{n+2} + y_{n+1} + y_n) - (y_{n-2} + y_{n-1} + y_n)}{3} \\ \frac{(z_{n+2} + z_{n+1} + z_n) - (z_{n-2} + z_{n-1} + z_n)}{3} \end{pmatrix}$$

[0045] S412,利用法向量与 CT 数据集进行相切,在相切过程中进行插值,形成该点处血管的插值切面图像;

[0046] S413,对初始控制点 P_i 点处血管的插值切面图像利用最小二乘法进行椭圆拟合,得到椭圆的中心 P_i' 及长短半轴,

[0047] 若椭圆拟合的长半轴与短半轴之比 $b <= 1.5$,将拟合椭圆的中心替代当前的骨架点;

[0048] 若 $b > 1.5$,逆时针方向采用等角度试探来确定一个骨架点 P_i 的最优截,在过骨架点 P_i 并且垂直于当前切矢量的平面上,先提取出血管分支在该平面上投影形成的封闭轮廓线,并进行椭圆拟合,并以长半轴的方向为初始方向,即 0 方向,并以等角度 α 进行 k 次椭圆拟合,所述 k 为正整数,如果在试探拟合中,检测到 $b <= 1.2$ 即停止,如整个过程中未满足 $b <= 1.2$ 的条件,则通过记录所有的试探椭圆与断面轮廓线的区域偏差并作比较,吻合度越高者即为当前骨架点的最佳截面环,记录该截面环的中心,长半轴朝向和大小以及短半轴的大小,并用拟合椭圆的中心替代当前的骨架点作为控制点。

[0049] 在本发明的一种优选实施方式中,所述步骤 S42 中对骨架线进行平滑处理,去除毛刺的方法为:

[0050] 从同一血管的控制点中连续选取四个控制点 P_0, P_1, P_2 和 P_3 ,对选取控制点中包含的血管进行平缓,令 T 是参数矩阵, M 是系数矩阵, P 为坐标分量矩阵,分别表示为式 2.1、式 2.2 和式 2.3,

$$[0051] T = [t^3 t^2 t^1 1], t \in [0, 1] \quad (2.1)$$

$$[0052] M = \begin{bmatrix} -1 & 3 & -3 & 1 \\ 2 & -5 & 4 & -1 \\ -1 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 2 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (2.2)$$

$$[0053] \quad P = \begin{bmatrix} p_0 \\ p_1 \\ p_2 \\ p_3 \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

[0054] P_1 和 P_2 之间拟合曲线就表示为式子 2.4, $t = 0$ 表示端点 P_1 , $t = 1$ 表示端点 P_2 。将式 2.1, 式 2.2 和式 2.3 代入式 2.4 可以得到最终的拟合 3 次式, 即式 2.5,

[0055] $B(t) = TMP/2, t \in [0, 1] \quad (2.4)$

[0056] $B(t) = (2P_1 + (-P_0 + P_2)t$

[0057] $+ (2P_0 - 5P_1 + 4P_2 - P_3)t^2$

[0058] $+ (-P_0 + 3P_1 - 3P_2 + P_3)t^3)/2 \quad (2.5)$

[0059] 通过迭代等间距地选择四个骨架点作为控制点 P , 而两个控制点之间的骨架点 Q 是将要被拟合点替代的, 用当前四个控制点拟合完当前的局部骨架段之后, 在两个控制点之间的拟合曲线上选择等间距的点替代之前将要被平滑的点。

[0060] 本发明的附加方面和优点将在下面的描述中部分给出, 部分将从下面的描述中变得明显, 或通过本发明的实践了解到。

附图说明

[0061] 本发明的上述和 / 或附加的方面和优点从结合下面附图对实施例的描述中将变得明显和容易理解, 其中:

[0062] 图 1 是现有技术中利用 12 子迭代细化算法得到的血管骨架线的示意图;

[0063] 图 2 是本发明的血管骨架线重构及精确管径计算方法的流程图;

[0064] 图 3 是在本发明一个优选实施方式中血管单分支前后的示意图, 其中, (a) 是分级骨架示意图, (b) 是单分支重组骨架示意图, (c) 是图 (b) 中重组骨架的分解图;

[0065] 图 4 是对控制点进行调整求精的示意图;

[0066] 图 5 是骨架线平滑前后的示意图, 其中 (a) 为骨架线平滑前的示意图, (b) 为骨架线平滑后的示意图;

[0067] 图 6 是利用椭圆拟合计算血管参数的示意图。

具体实施方式

[0068] 下面详细描述本发明的实施例, 所述实施例的示例在附图中示出, 其中自始至终相同或类似的标号表示相同或类似的元件或具有相同或类似功能的元件。下面通过参考附图描述的实施例是示例性的, 仅用于解释本发明, 而不能理解为对本发明的限制。

[0069] 本发明提供了一种血管骨架线重构及精确管径计算方法, 该方法通过迭代, 逐步求精, 最后得到精确管径和骨架线(中心线)的方法, 本发明可以用到心脏血管、肺气管、及肝脏血管等。如图 2 所示, 其包括如下步骤:

[0070] S1, 对 CT 图像中的二值血管图像进行细化, 形成初步的骨架线, 在本实施方式中, 采用 12 子迭代细化算法对 CT 图像中的二值血管图像进行细化;

[0071] S2, 对血管的骨架线进行单分支化, 分离骨架线, 形成独立血管段;

- [0072] S3, 对步骤 S2 获得的单分支的血管骨架线进行检测, 去除多余骨架线;
- [0073] S4, 对步骤 S3 得到的所有单分支骨架线进行平滑, 得到精确的中心线;
- [0074] S5, 输出平滑后的血管骨架线。
- [0075] 在初始骨架线的基础上, 可进行血管的单分枝化是骨架线平滑和血管结构化的基础, 利用血管的单分枝化, 可直接去除毛刺。
- [0076] 假设当前骨架线段上分叉点到分叉点之间的中间点序段为 $B_{s,x}$, 那么它的各个孩子骨架线段依次编码为 $B_{s,10x+i}$, 其中 i 为从 1 到孩子节点个数 n 。根段编码为 $B_{s,1}$ 。图 3(a) 所示为一棵已标记的带根段的子骨架线以及相应的分叉点。
- [0077] 在本实施方式中, 步骤 S2 中对血管的骨架线进行单分枝化的方法为:
- [0078] 从根段出发点或者从任意分叉点开始, 连续后缀为 1 的骨架段构成的主分支, 将已分级骨架线重组为由各条单分支构成的多叉树。当从根节点出发时, 逐级往下找出所有以根节点的编号为前缀的并且后缀连续为 1 的段, 然后把这些段按前后顺序合并为一个段, 当从任一分叉点开始时, 选择编号后缀不为 1 的段作为开始段, 逐级往下找出所有以所述开始段的编号为前缀的并且后缀连续为 1 的段, 然后把这些段按前后顺序合并为一个段, 这些段就是单分支。
- [0079] 在本发明的一个更加优选的实施方式中, 对血管的骨架线进行单分枝化的方法为:
- [0080] S21, 设当前骨架线上从一个分叉点到下一个分叉点之间的中间点序段为 $B_{s,x}$, 那么它的各个孩子骨架线段依次编码为 $B_{s,10x+i}$, 其中, i 为从 1 到孩子节点个数 n , 根段编码为 $B_{s,1}$, 如图 3(a) 所示;
- [0081] S22, 令 $m = 1, j = 1, s = 1$;
- [0082] S23, $p = m$;
- [0083] S24, 判断 $B_{s,m}$ 是否有孩子骨架线, 如果有, 则将 $B_{s,m}$ 和 $B_{s,10m+1}$ 相连作为 $B_{1,p}$, 并执行步骤 S25, 如果没有, 则输出 $B_{1,p}$, 执行步骤 S26;
- [0084] S25, 令 $m = 10 \times m + 1$, 返回步骤 S24 继续执行;
- [0085] S26, 判断第 s 个节点的孩子骨架线的个数 q ;
- [0086] S27, 令 $j = j + 1$;
- [0087] S28, 令 $m = 10 \times s + j$, 若 $q \geq j$ 则返回步骤 S23, 若 $q < j$, 则 $s = s + 1$, 返回执行步骤 S26。
- [0088] 从而实现血管的单分支, 以便去除毛刺。
- [0089] 如图 3(b) 和 3(c) 所示, 这棵血管子骨架线由 6 条单分支构成, 其中单分支 $B_{1,1}$ 是由图 3(a) 中的所有连续后缀为 1 的段 $B_{s,1}, B_{s,11}$ 和 $B_{s,111}$ 构成; $B_{1,13}$ 由 $B_{s,13}$ 和 $B_{s,131}$ 构成; $B_{1,12}, B_{1,132}, B_{1,112}$ 和 $B_{1,1112}$ 分别是 $B_{s,12}, B_{s,132}, B_{s,112}$ 和 $B_{s,1112}$ 本身不变。
- [0090] 本发明可利用血管的单分枝化去掉多余骨架, 多余骨架段是指不属于血管分支的但骨架化得到的骨架线, 主要是由于血管体素模型表面粗糙或者存在毛刺, 这些毛刺骨架化后也产生骨架, 其表现为: 血管长度较短。通过对迭代利用单分枝化后的骨架进行检索, 去掉多余的骨架。在本实施方式中, 去除多余骨架线的方法为:
- [0091] 根据获得的单分支, 血管长度小于 t 个像素且无子分支的单分支为多余骨架线并去除, 其中, t 为正整数。在本发明的一种更加优选的实施方式中, $t = 5$ 。

[0092] 要对骨架线进行平滑,最重要的就是确定控制点,控制点必须保证是血管中近似的中心点,而细化算法的局限性,并不能完全保证初提取的点一定为中心点,因此需要进行椭圆拟合,重新对该点进行定位。在本实施方式中,可以等间隔选取骨架线上的点作为控制点,对控制点进行调整求精,使其逐渐接近控制点所处血管段的中心,具体间隔的骨架线上的点可为 2, 3, 4…, 间隔越小, 精度越高,但是计算越复杂,因此本发明优选选择间隔为 2。

[0093] 计算控制点的法向量 N_i , 设骨架上的点为 A_n , 坐标为 (x_n, y_n, z_n) , 在以 A_n 为中心的邻域内取四个点 ($A_{n-2}, A_{n-1}, A_{n+1}$ 和 A_{n+2}) 血管的法向量可以由下式给出:

$$[0094] \bar{n} = \begin{pmatrix} \frac{(x_{n+2} + x_{n+1} + x_n) - (x_{n-2} + x_{n-1} + x_n)}{3} \\ \frac{(y_{n+2} + y_{n+1} + y_n) - (y_{n-2} + y_{n-1} + y_n)}{3} \\ \frac{(z_{n+2} + z_{n+1} + z_n) - (z_{n-2} + z_{n-1} + z_n)}{3} \end{pmatrix}$$

[0095] 得到法向量后,可利用法向量,与 CT 数据集进行相切,由于 CT 数据集是离散的数据,因此在相切过程中需要进行插值,形成该点处血管的插值切面图像。

[0096] 对 P_i 点处血管的插值切面图像利用最小二乘法进行椭圆拟合,如图 6 所示,得到椭圆的中心 P_i' 及长短半轴。

[0097] 由于初始的 P_i 点并不一定为血管的中心点,考虑到血管为管状结构,在椭圆拟合较为理想,即长半轴与短半轴之比较为接近的情况下,可以用 P_i' 代替 P_i 作为血管的近似中心点,如图 4 所示。

[0098] 由于实际的二值化的血管不一定呈完整的管状结构,依据法向量计算出来的截面较为不准,中心点偏离控制点,皆中心点过于远离控制点,并不是控制点附近血管段的中心,而是周围其他血管段中心,因此需要进行迭代和判断,对中心点进行逐步求精,具体方法为:

[0099] 1) 如果椭圆拟合的长半轴与短半轴之比 $b <= 1.5$, 可近似认为该法向量近似和血管一致,所截血管截面与血管近似垂直,可将拟合椭圆的中心替代当前的骨架点。

[0100] 2) $b > 1.5$, 表示椭圆长轴与短轴之比过大,造成这种情况的原因是该点法向量不准确,为提高精度,可逆时针方向采用等角度试探来确定一个骨架点 P_i 的最优截。在过骨架点 P_i 并且垂直于当前切矢量 N_i 的平面上,先提取出血管分支在该平面上投影形成的封闭轮廓线,并进行椭圆拟合,并以长半轴的方向为初始方向,即 0 方向,以等角度 α 进行 k 次椭圆拟合,优选地, $\alpha = 15^\circ$ 。

[0101] 3) 如果在试探拟合中,检测到 $b <= 1.2$ 即可停止,如整个过程中未满足 $b <= 1.2$ 的条件,则通过记录所有的试探椭圆与断面轮廓线的区域偏差并作比较,吻合度越高者即为当前骨架点的最佳截面环,此时记录该截面环的中心,长半轴朝向和大小以及短半轴的大小,并用拟合椭圆的中心替代当前的骨架点作为控制点。

[0102] 初步骨架存在很多锯齿,且骨架线容易受到毛刺影响,从而偏离血管中心。为满足骨架线提取的精度要求,骨架需要平滑。目前常用的类似 Hermite 的插值方法需要端点处的坐标值和偏导数,并且对端点的切矢很敏感;而 Gaussian 平滑必须要非常谨慎的设置拟合参数,否则会导致拟合偏差很大。出于保真性和低敏感性的需要,本发明选定四个控制点

P_0 、 P_1 、 P_2 和 P_3 , T 是参数矩阵, M 是系数矩阵, P 为坐标分量矩阵, 分别表示为式 2.1、式 2.2 和式 2.3。

[0103] $T = [t^3 \ t^2 \ t^1 \ 1], t \in [0, 1]$ (2.1)

[0104] $M = \begin{bmatrix} -1 & 3 & -3 & 1 \\ 2 & -5 & 4 & -1 \\ -1 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 2 & 0 & 0 \end{bmatrix}$ (2.2)

[0105] $P = \begin{bmatrix} P_0 \\ P_1 \\ P_2 \\ P_3 \end{bmatrix}$ (2.3)

[0106] 那么在 P_1 和 P_2 之间拟合曲线就表示为式子 2.4, $t = 0$ 表示端点 P_1 , $t = 1$ 表示端点 P_2 。将式 2.1、式 2.2 和式 2.3 代入式 2.4 可以得到最终的 Catmull-Rom 拟合 3 次式, 即式 2.5。

[0107] $B(t) = TMP/2, t \in [0, 1]$ (2.4)

[0108] $B(t) = (2P_1 + (-P_0 + P_2)t$

[0109] $+ (2P_0 + -5P_1 + 4P_2 - P_3)*t^2$

[0110] $+ (-P_0 + 3P_1 - 3P_2 + P_3)t^3)/2$ (2.5)

[0111] 通过迭代等间距地选择四个骨架点作为控制点 P , 而两个控制点之间的骨架点 Q 是将要被拟合点替代的。用当前四个控制点拟合完当前的局部骨架段之后, 在中间两个控制点之间的拟合曲线上选择等间距的点替代之前将要被平滑的点。在本实施方式中, 被平滑的点是控制点之间的点, 整个血管的骨架结构都按顺序排列, 每两个控制点中有若干个被平滑的点, 如果选择间隔为 3, 即每两个控制点中间有 3 个被替换的点。

[0112] 如图 5 所示, 图 5(a) 中 P_1 和 P_2 之间的 Q_1 和 Q_2 为待平滑骨架点, 图 5(b) 为平滑之后的效果。从图中可以看出本发明的方法具有一定保真性和平滑性, 因为控制点既在拟合曲线上也在平滑前的原始骨架线上, 拟合过程中只是纠正了控制点之间的体素点, 尽可能的避免因为过度拟合而导致拟合曲线与原始骨架出现严重偏差。

[0113] 在本实施方式中, 可对整个系统的平滑次数进行限定, 例如最多平滑 5 次。

[0114] 本发明针对传统骨架化算法中骨架线容易形成毛刺、骨架线容易偏离中心线、骨架线不连续以及存在锯齿等不足这些问题, 采用了血管的单分支化、骨架点平滑等方法, 较好的对骨架进行平滑, 得到的骨架点所在位置为血管中心, 并可精确的计算血管管径。

[0115] 在本说明书的描述中, 参考术语“一个实施例”、“一些实施例”、“示例”、“具体示例”、或“一些示例”等的描述意指结合该实施例或示例描述的具体特征、结构、材料或者特点包含于本发明的至少一个实施例或示例中。在本说明书中, 对上述术语的示意性表述不一定指的是相同的实施例或示例。而且, 描述的具体特征、结构、材料或者特点可以在任何一个或多个实施例或示例中以合适的方式结合。

[0116] 尽管已经示出和描述了本发明的实施例, 本领域的普通技术人员可以理解: 在不脱离本发明的原理和宗旨的情况下可以对这些实施例进行多种变化、修改、替换和变型, 本

发明的范围由权利要求及其等同物限定。

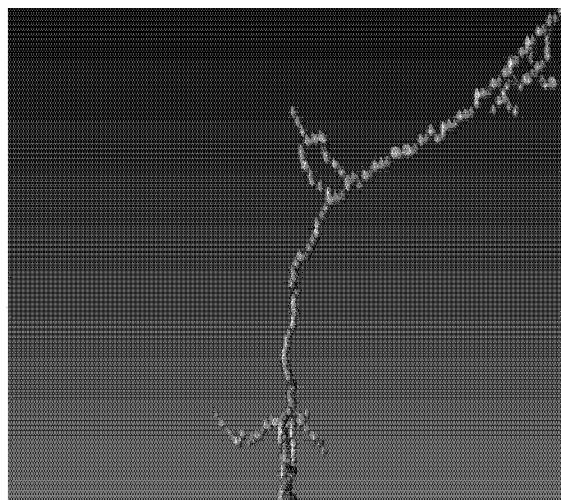


图 1

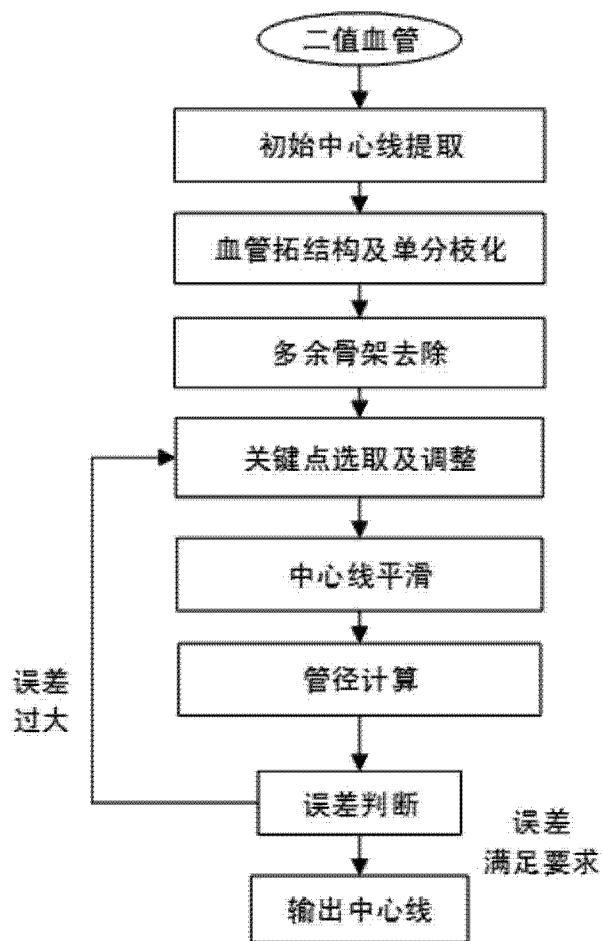


图 2

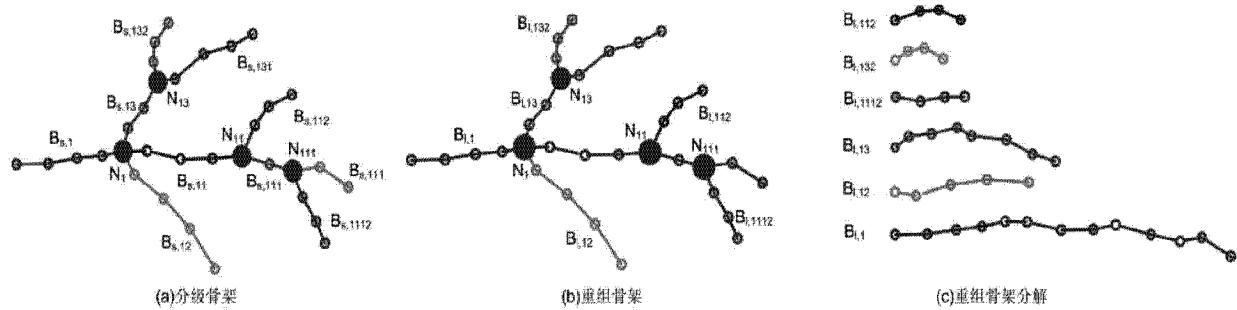


图 3

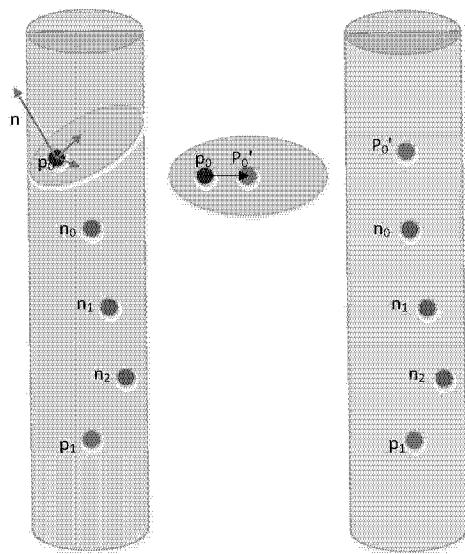


图 4

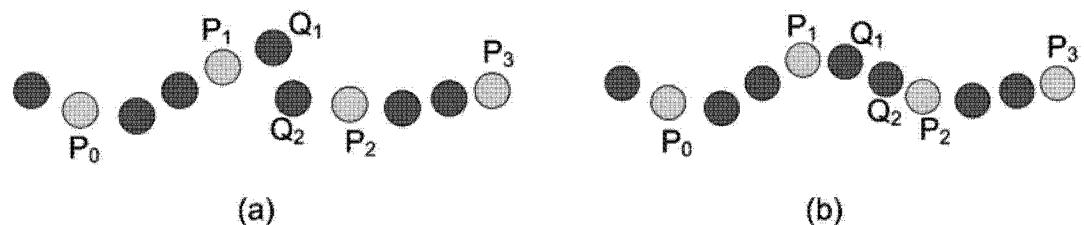


图 5

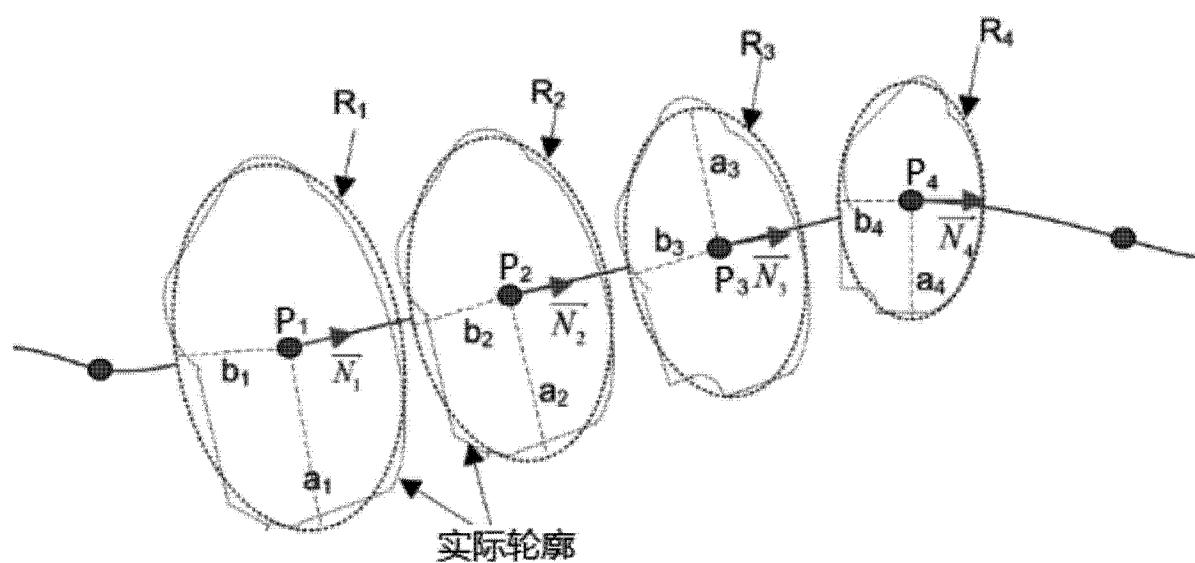


图 6