



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103268630 B

(45) 授权公告日 2015. 11. 18

(21) 申请号 201310192588. 0

(22) 申请日 2013. 05. 22

(73) 专利权人 北京工业大学

地址 100124 北京市朝阳区平乐园 100 号

(72) 发明人 汪友生 吴焕焕 苗晓静 王志东
董路 李冠宇

(74) 专利代理机构 北京思海天达知识产权代理
有限公司 11203

代理人 楼艮基

(51) Int. Cl.

G06T 17/00(2006. 01)

G06T 15/00(2011. 01)

A61B 8/12(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1588452 A, 2005. 03. 02, 全文.

US 2004/0097805 A1, 2004. 05. 20, 全文.

US 2006/0036167 A1, 2006. 02. 16, 全文.

孙正. 应用血管内超声与 X 射线造影图像融合的血管三维重建. 《工程图学学报》. 2010, 第 31 卷 (第 1 期), 116-123.

吴焕焕 等. 基于 MITK 的血管三维重建. 《微型机与应用》. 2013, 第 32 卷 (第 4 期), 39-41.

审查员 王爽

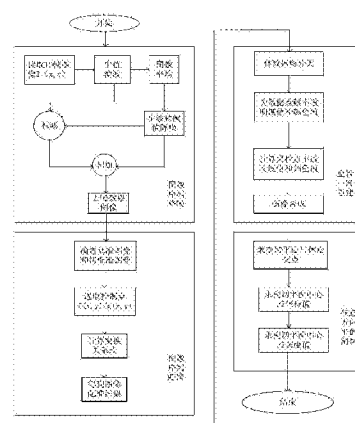
权利要求书4页 说明书10页 附图3页

(54) 发明名称

一种基于血管内超声影像的血管三维可视化方法

(57) 摘要

一种基于血管内超声影像的血管三维可视化方法, 涉及计算机医学图像分析领域, 其特征在于, 首先, 结合多图像平均去噪、中值滤波和小波降噪阈值方法对图像序列进行降噪处理, 该方法能减少图像噪声, 很好的保留图像的重要细节信息, 并且图像降噪效率高; 其次, 利用二次多项式拟合图像形变, 实现图像配准, 以补偿图像序列采集过程中产生的变形; 再次, 利用光线投射算法绘制出三维血管模型; 最后利用切片重组方法实现对三维血管模型的任意角度平面剖切, 显示血管内部结构信息, 为病变分析创造了条件。



1. 一种基于血管内超声影像的血管三维可视化方法,其特征在于,是在连接着血管内超声仪的计算机中依次按以下步骤进行的:

步骤(1) 利用血管内超声仪,以 0.5mm/s 的速度匀速回拉导管,获得人体冠状动脉的血管内超声视频影像;

步骤(2) 将步骤(1)得到的血管内超声视频影像导入计算机,从视频中截取连续的 900 帧血管内超声图像作为实验图像,图像分辨率为 384*384,以下简称为超声图像;

步骤(3) 对上述超声图像依次按以下步骤进行超声图像序列降噪和超声图像噪声平滑:

步骤(3.1) 取连续 10 帧超声图像组成一组序列,表示为 $I_k(x, y)$, $1 \leq k \leq 10$, k 表示超声图像序号,对每帧超声图像进行 [3, 3] 的中值滤波,得到中值滤波图像 $I'_k(x, y)$, $I'_k(x, y) = \text{med}_{[3,3]} \{I_k(x, y)\}$, 符号 $\text{med}\{\cdot\}$ 表示中值滤波,

步骤(3.2) 按下式求中值滤波图像序列 $I'_k(x, y)$ 的平均图像 $\bar{I}(x, y)$,

$$\bar{I}(x, y) = \frac{1}{10} \sum_{k=1}^{10} [I'_k(x, y)], \quad 1 \leq k \leq 10,$$

步骤(3.3) 对平均图像 $\bar{I}(x, y)$ 按下式进行小波去噪,得到小波变换系数矩阵 WT:

$WT = \iint \bar{I}(x, y) \psi^*(x, y) dx dy$, 其中 $\psi^*(x, y)$ 是小波函数 $\psi(x, y)$ 的共轭, $\psi(x, y) = a_0^{-j/2} \psi(\frac{x - ma_0^j a_1}{a_0^j}, \frac{y - na_0^j a_2}{a_0^j})$, 其中 a_0, a_1, a_2 是设定值, $a_0 = a_1 = a_2 = 2$, 称为扩展步长, $1 \leq j \leq 3$, 是分辨索引, $m \geq 1, n \geq 1$, 表示水平和垂直方向的有限平移,

步骤(3.4) 对小波变换系数矩阵 WT 进行软阈值化:

$W_\zeta = \begin{cases} \text{sgn}(WT)(|WT| - \zeta), & |WT| \geq \zeta \\ 0, & |WT| < \zeta \end{cases}$, 其中 $\text{sgn}()$ 为符号函数,若 $WT > 0$, $\text{sgn}(WT) = 1$, 若 $WT = 0$, $\text{sgn}(WT) = 0$, 若 $WT < 0$, $\text{sgn}(WT) = -1$, ζ 为阈值, $\zeta = \sqrt{2 \log(L) * \sigma}$, 式中 L 为信号长度, σ 为噪声强度,设图像噪声为高斯白噪声,且 $\sigma = 1$,

步骤(3.5) 按下式得到小波重构后的小波软阈值降噪图像 $\bar{I}''(x, y)$,

$$\bar{I}''(x, y) = \sum_{-\infty}^{\infty} \sum_{-\infty}^{\infty} W_\zeta \psi(x, y),$$

步骤(3.6) 按以下步骤得到最终降噪图像 $I'''_k(x, y)$, $I'''_k(x, y) = I''_k(x, y) + \bar{I}''(x, y)$, $1 \leq k \leq 10$, 其中 $I''_k(x, y)$ 为中值滤波图像 $I'_k(x, y)$ 与平均图像 $\bar{I}(x, y)$ 的差值: $I''_k(x, y) = I'_k(x, y) - \bar{I}(x, y)$, $1 \leq k \leq 10$;

步骤(4) 按以下步骤实现图像序列的配准以补偿图像形变:

步骤(4.1) 把步骤(3.6)得到的最终降噪图像 $I'''_k(x, y)$ 作为待配准图像 $G(x, y)$, 与预先设定的基准图像 $F(x, y)$ 组成一个图像组合 $[F(x, y), G(x, y)]$, 从中选取 12 对控制

点,分别记为 $f(x_i, y_i)$ 和 $g(x_s, y_s)$, $1 \leq i \leq 12, 1 \leq s \leq 12$, 符合如下关系: $f(x_i, y_i) =$

$$H^{-1}[g(x_s, y_s)], \text{ 其中 } H^{-1} \text{ 为形变关系, } \begin{cases} H_{x_i}^{-1} = b_1 x_s + b_2 y_s + b_3 x_s^2 + b_4 y_s^2 + b_5 x_s y_s + b_6 \\ H_{y_i}^{-1} = c_1 x_s + c_2 y_s + c_3 x_s^2 + c_4 y_s^2 + c_5 x_s y_s + c_6 \end{cases}, b_1 \cdots b_6,$$

$c_1 \cdots c_6$ 为形变系数, 共 12 个,

步骤 (4.2) 根据选定的 12 个控制点 $f(x_i, y_i)$ 和 $g(x_s, y_s)$ 求 12 个形变系数, 公式如下

$$\begin{cases} x_i = b_1 x_s + b_2 y_s + b_3 x_s^2 + b_4 y_s^2 + b_5 x_s y_s + b_6 \\ y_i = c_1 x_s + c_2 y_s + c_3 x_s^2 + c_4 y_s^2 + c_5 x_s y_s + c_6 \end{cases},$$

步骤 (4.3) 按下式求得配准的超声图像 $F'(x, y)$, $F'(x, y) = H^{-1}[G(x, y)]$;

步骤 (5) 把步骤 (4.2) 得到的配准的超声图像 $F'(x, y)$, 按以下步骤利用光线投射算法, 重建血管三维模型:

步骤 (5.1) 利用配准的超声图像构建体数据场, 为体数据场设定 0, 50, 200, 255 四个灰度阈值, 将体数据场分为 $Q_1 = [0, 50]$, $Q_2 = (50, 200]$, $Q_3 = (200, 255]$ 共三个阈值区间,

步骤 (5.2) 按下式将体数据场中各数据点的灰度值映射成为直接用于绘制的不透明度值 $A_{Q_i}(\varsigma)$:

$$A_{Q_i}(\varsigma) = \begin{cases} 0 & 0 \leq \varsigma \leq \left(c - \frac{w}{2}\right) \\ \frac{\varsigma - c}{w'} - \frac{w}{2w'} & \left(c - \frac{w}{2}\right) < \varsigma \leq \left(c - \frac{w}{2} + w'\right) \\ 1 & \left(c - \frac{w}{2} + w'\right) < \varsigma < \left(c + \frac{w}{2} - w'\right) \\ \frac{c - \varsigma}{w'} + \frac{w}{2w'} & \left(c + \frac{w}{2} - w'\right) < \varsigma \leq \left(c + \frac{w}{2}\right) \\ 0 & \left(c + \frac{w}{2}\right) < \varsigma \leq 255 \end{cases}, \text{ 其中 } q \text{ 为阈值区间 } Q_1 \text{ 或 } Q_2 \text{ 或 } Q_3$$

的序号, ς 为数据点的灰度值, 感兴趣物质的灰度值范围取决于数据中心 c 和宽度 w 两个变量, w' 表示斜坡的宽度, 斜坡表示的是线性的增加或降低, 不透明度值用 $A_{Q_i}(\varsigma)$ 表示, 取值范围在 0 到 1 之间,

步骤 (5.3) 按下式给体数据场的三个阈值区间 $Q_1 = [0, 50]$, $Q_2 = (50, 200]$, $Q_3 = (200, 255]$ 赋不同颜色值 $C_{Q_i}(\varsigma)$:

$$C_{Q_i}(\varsigma) = \begin{cases} C_1 & 0 \leq \varsigma \leq 50 \\ C_2 & 50 < \varsigma \leq 200 \\ C_3 & 200 < \varsigma \leq 255 \end{cases}, \text{ 其中 } q \text{ 为阈值区间 } Q_1, Q_2, Q_3 \text{ 的序号, } C \text{ 表示颜色值域, } C_1,$$

C_2, C_3 是设定的颜色值,

步骤 (5.4) 为数据场建立 X, Y, Z 三维坐标轴, 将数据场中单位体积的立方体看作一个体素,

步骤 (5.5) 光源光线透过数据场, 在屏幕上形成一个成像平面, 从成像平面的每个像素点发出一条穿过数据场的光线, 沿着光线选择设定的有限的 K 个等间距的采样点, 采用下式计算各采样点的不透明度值:

$$A_e = A_1 + x(1-y)(1-z)(A_2 - A_1) + x(1-y)z(A_3 - A_4) + (1-y)z(A_4 - A_1) + y(A_5 - A_1) + xy(1-z)(A_6 - A_5) + xyz(A_7 - A_8) + yz(A_8 - A_5),$$

其中 A_e 代表当前采样点的不透明度值, $A_1, A_2, \dots, A_7, A_8$ 代表距离采样点最近的 8 个数据点的不透明度值,

步骤 (5.6) 按下式计算采样点的颜色值:

$$C'_e = C'_1 + x(1-y)(1-z)(C'_2 - C'_1) + x(1-y)z(C'_3 - C'_4) + (1-y)z(C'_4 - C'_1) + y(C'_5 - C'_1) + xy(1-z)(C'_6 - C'_5) + xyz(C'_7 - C'_8) + yz(C'_8 - C'_5),$$

其中 C'_e 代表当前采样点的颜色值, $C'_1, C'_2, \dots, C'_7, C'_8$ 代表距离采样点最近的 8 个数据点的颜色值,

步骤 (5.7) 对光线上的采样点进行累加, 直到不透明度值增加到 1, 结束累加, 此时的颜色值就是成像平面上像素的最终颜色, 即得到三维血管模型, 公式如下:

$$C_{out}A_{out} = C_{in}A_{in} + C_{now}A_{now}(1 - A_{in}),$$

其中 C_{out}, A_{out} 分别为经过第 u 个采样点后的颜色值、不透明度值, C_{in}, A_{in} 为已合成的前 u-1 个采样点的颜色值、不透明度值, $u = 1, 2, \dots, K$, K 为采样点个数;

步骤 (6) 按以下步骤对所述三维血管模型进行任意方向平面裁剪, 获得血管内部信息:

步骤 (6.1) 在由 X, Y 轴组成的水平面 X-Y 上, 取相邻的 4 个坐标点: $x, x+1, y, y+1$ 构成正方形的 4 个顶点: $(x, y), (x, y+1), (x+1, y)$ 和 $((x+1), (y+1))$, 形成一个水平的剖切平面,

步骤 (6.2) 在水平面 X-Y 的高度 Z 方向, 建立一个三维坐标空间, 在有限个数的 z 坐标值上建立 P 个在 Z 轴方向上相互平行的空间剖切平面 p, 构成一个体素, 每个剖切平面 p 与三维血管模型的 4 条棱线共有 4 个交点: $z(x_p, y_p), z(x_p, (y+1)_p), z((x+1)_p, y_p)$ 和 $z((x+1)_p, (y+1)_p)$, $p = 1, 2, \dots, P$, 从剖切平面 p 与三维血管模型棱线的交点中, 任意选择 4 个能构成斜切平面的点, 就可以实现任意斜面剖切,

步骤 (6.3) 每一个剖切平面 p 的中心点即为采样点 O_p , 坐标为 $(\bar{x}_p, \bar{y}_p, \bar{z}_p)$, 其中:

$$\bar{x}_p = \frac{1}{P} \sum_{p=1}^P x_p, \bar{y}_p = \frac{1}{P} \sum_{p=1}^P y_p, \bar{z}_p = \frac{1}{P} \sum_{p=1}^P z_p,$$

步骤 (6.4) 每一个空间剖切平面 p 的各顶点 $z(x_p, y_p), z(x_p, (y+1)_p), z((x+1)_p, y_p)$ 和 $z((x+1)_p, (y+1)_p)$ 到对应采样点 $(\bar{x}_p, \bar{y}_p, \bar{z}_p)$ 的距离 d_p 由下式得到:

$$d_p^2 = (x_{p,f} - \bar{x}_{p,O})^2 + (y_{p,f} - \bar{y}_{p,O})^2 + (z_{p,f} - \bar{z}_{p,O})^2,$$

其中 f 是体素的顶点, 上下共 8 个, $f = 0, 1, 2, \dots, 7$, $x_{p,f}$ 是第 p 个空间剖切平面的第 f 个顶点的横坐标, $\bar{x}_{p,O}$ 是第 p 个空间剖切平面中心点 O 的横坐标,

步骤 (6.5) 按下式计算某一个剖切平面 p 的中心点 O_p 的灰度值 h_p : $h_p = \frac{1}{d_p} \sum_{f=0}^7 d_{p,f} h_f$,

其中:

$d_p = \sum_{f=0}^7 d_{p,f}$, d_p 为所述第 p 个空间剖切平面的 8 个顶点到中心点距离之和,

$d_{p,f}$ 为所述第 p 个空间剖切平面上某一个顶点 f 到中心点的距离,

h_f 为入射光线在所述第 p 个空间剖切平面上某个顶点 f 处发出的光线强度。

一种基于血管内超声影像的血管三维可视化方法

技术领域

[0001] 本发明涉及计算机医学图像分析领域,特别涉及一种基于血管内超声影像的血管三维可视化方法。

背景技术

[0002] 血管内超声图像是一种断层切片图像,能够显示当前位置血管的横截面图,详细描述血管壁、内腔和斑块的组织成分,进而对血管腔径、横截面积进行计算,而且可根据斑块声学特征对其进行组织学分析,发现早期粥样硬化斑,在斑块病变诊断上具有冠状动脉造影无法比拟的优势。临床中,对采集到的某段血管的血管内超声 (Intravascular Ultrasound, IVUS) 图像序列,医生不仅限于单独观察每一帧图像,还需要主观重构血管的三维视图,以便帮助理解血管及病变的空间毗邻关系,或是比较手术段和非手术段的差异。从而,不可避免地造成诊断结果的主观性,同时也给医生的工作带来一定困难。

[0003] 基于 IVUS 图像序列的血管三维可视化,是采用合适的方法由血管内超声序列重建出可以从任意视角进行观察的血管三维投影图像,并通过对重建模型进行平面剖切或是强化图像中的细节,清晰地显示血管的复杂特征和空间定位关系,能够帮助医生理解血管及病变的空间毗邻关系,做出正确的医疗诊断方案,对临床应用具有很大的价值。

[0004] 目前,医学图像三维重建方法大致可以分为面绘制和体绘制两大类。面绘制能得到三维表面的细节描述,但对于血管等亮度变化小、形状不明显的重建数据,绘制的效果并不理想。而体绘制利用的是全部体数据,能保留每一个细节,对于形状特征模糊不清的组织 and 器官,如血管等软组织具有较好的三维显示效果。对于由体绘制得到的三维模型,虽然能显示完整的三维信息,却缺乏形象、清晰的局部信息。利用切片重组方法,则能够实现对三维模型进行任意角度平面剖切,显示医生感兴趣的局部切面信息,为诊断病情提供直观、准确的依据。

[0005] 由于成像设备和成像过程的特殊性,超声图像在采集过程中,易受到加性随机噪声的污染。另外,在 IVUS 图像序列获取的过程中,由于血管壁部位的自发生理运动以及患者的移动都将会使内部组织的位置、形状和大小发生变化。因此,在血管三维重建之前,应对 IVUS 图像序列进行降噪和配准,一方面可以降低图像噪声对三维重建效果的影响,另一方面可以利用非刚性变换来补偿图像的变形。

[0006] 血管三维可视化方法,以血管内超声影像为基础,根据 IVUS 图像序列的特点,进行图像序列降噪、配准,血管三维重建,以及对血管模型的任意角度平面剖切,能够得到较好的血管三维可视化效果。这一方法在不增加附加设备的情况下,充分利用现有血管内超声设备提供的超声图像信息和三维可视化方法,能够得到较好的血管三维显示效果。

发明内容

[0007] 本发明的目的在于,通过提供一种基于血管内超声影像的血管三维可视化方法,以获得直观、形象的血管三维信息,本发明的特征如下:

[0008] 步骤 (1) 利用血管内超声仪,以 0.5mm/s 的速度匀速回拉导管,获得人体冠状动脉的血管内超声视频影像;

[0009] 步骤 (2) 将步骤 (1) 得到的血管内超声视频影像导入计算机,从视频中截取连续的 900 帧血管内超声图像作为实验图像,图像分辨率为 384*384,以下简称为超声图像;

[0010] 步骤 (3) 对上述超声图像依次按以下步骤进行超声图像序列降噪和超声图像噪声平滑:

[0011] 步骤 (3.1) 取连续 10 帧超声图像组成一组序列,表示为 $I_k(x, y)$, $1 \leq k \leq 10$, k 表示超声图像序号,对每帧超声图像进行 [3, 3] 的中值滤波,得到中值滤波图像 $I'_k(x, y)$,

$I'_k(x, y) = \text{med}_{[3,3]} \{I_k(x, y)\}$, 符号 $\text{med}\{\cdot\}$ 表示中值滤波,

[0012] 步骤 (3.2) 按下式求中值滤波图像序列 $I'_k(x, y)$ 的平均图像 $\bar{I}'(x, y)$,

$$\bar{I}'(x, y) = \frac{1}{10} \sum_{k=1}^{10} [I'_k(x, y)], \quad 1 \leq k \leq 10,$$

[0013] 步骤 (3.3) 对平均图像 $\bar{I}'(x, y)$ 按下式进行小波去噪,得到小波变换系数矩阵 WT :

[0014] $WT = \iint \bar{I}'(x, y) \psi^*(x, y) dx dy$, 其中 $\psi^*(x, y)$ 是小波函数 $\psi(x, y)$ 的共轭,

$\psi(x, y) = a_0^{-j/2} \psi(\frac{x - ma_0^j a_1}{a_0^j}, \frac{y - na_0^j a_2}{a_0^j})$, 其中 a_0, a_1, a_2 是设定值, $a_0 = a_1 = a_2 = 2$, 称为扩展

步长, $1 \leq j \leq 3$, 是分辨索引, $m \geq 1, n \geq 1$, 表示水平和垂直方向的有限平移,

[0015] 步骤 (3.4) 对小波变换系数矩阵 WT 进行软阈值化: $W_\zeta = \begin{cases} \text{sgn}(WT)(|WT| - \zeta), & |WT| \geq \zeta \\ 0, & |WT| < \zeta \end{cases}$,

其中 $\text{sgn}()$ 为符号函数,若 $WT > 0$, $\text{sgn}(WT) = 1$, 若 $WT = 0$, $\text{sgn}(WT) = 0$, 若 $WT < 0$, $\text{sgn}(WT) = -1$, ζ 为阈值, $\zeta = \sqrt{2 \log(L) * \sigma}$, 式中 L 为信号长度, σ 为噪声强度, 设图像噪声为高斯白噪声, 且 $\sigma = 1$,

[0016] 步骤 (3.5) 按下式得到小波重构后的小波软阈值降噪图像 $\bar{I}''(x, y)$,

$$\bar{I}''(x, y) = \sum_{-\infty}^{\infty} \sum_{-\infty}^{\infty} W_\zeta \psi(x, y),$$

[0017] 步骤 (3.6) 按以下步骤得到最终降噪图像 $I_k''(x, y)$,

$I_k''(x, y) = I_k''(x, y) + \bar{I}''(x, y)$, $1 \leq k \leq 10$, 其中 $I_k''(x, y)$ 为中值滤波图像 $I'_k(x, y)$ 与平均

图像 $\bar{I}'(x, y)$ 的差值: $I_k''(x, y) = I'_k(x, y) - \bar{I}'(x, y)$, $1 \leq k \leq 10$;

[0018] 步骤 (4) 按以下步骤实现图像序列的配准以补偿图像形变:

[0019] 步骤 (4.1) 把步骤 (3.6) 得到的最终降噪图像 $I_k''(x, y)$ 作为待配准图像 $G(x, y)$, 与预先设定的基准图像 $F(x, y)$ 组成一个图像组合 $[F(x, y), G(x, y)]$, 从中选取 12 对控制点, 分别记为 $f(x_i, y_i)$ 和 $g(x_s, y_s)$, $1 \leq i \leq 12, 1 \leq s \leq 12$, 符合如下关系: $f(x_i, y_i)$

$= H^{-1}[g(x_s, y_s)]$, 其中 H^{-1} 为形变关系, $\begin{cases} H_{x_i}^{-1} = b_1 x_s + b_2 y_s + b_3 x_s^2 + b_4 y_s^2 + b_5 x_s y_s + b_6 \\ H_{y_i}^{-1} = c_1 x_s + c_2 y_s + c_3 x_s^2 + c_4 y_s^2 + c_5 x_s y_s + c_6 \end{cases}$, $b_1 \cdots b_6$, $c_1 \cdots c_6$ 为形变系数, 共 12 个,

[0020] 步骤 (4.2) 根据选定的 12 个控制点 $f(x_i, y_i)$ 和 $g(x_s, y_s)$ 求 12 个形变系数, 公式

如下 $\begin{cases} x_i = b_1 x_s + b_2 y_s + b_3 x_s^2 + b_4 y_s^2 + b_5 x_s y_s + b_6 \\ y_i = c_1 x_s + c_2 y_s + c_3 x_s^2 + c_4 y_s^2 + c_5 x_s y_s + c_6 \end{cases}$,

[0021] 步骤 (4.3) 按下式求得配准的超声图像 $F'(x, y)$, $F'(x, y) = H^{-1}[G(x, y)]$;

[0022] 步骤 (5) 把步骤 (4.2) 得到的配准的超声图像 $F'(x, y)$, 按以下步骤利用光线投射算法, 重建血管三维模型:

[0023] 步骤 (5.1) 利用配准的超声图像构建体数据场, 为体数据场设定 0, 50, 200, 255 四个灰度阈值, 将体数据场分为 $Q_1 = [0, 50]$, $Q_2 = (50, 200]$, $Q_3 = (200, 255]$ 共三个阈值区间,

[0024] 步骤 (5.2) 按下式将体数据场中各数据点的灰度值映射成为直接用于绘制的不透明度值 $A_{Q_q}(\varsigma)$:

$$[0025] \quad A_{Q_q}(\varsigma) = \begin{cases} 0 & 0 \leq \varsigma \leq \left(c - \frac{w}{2}\right) \\ \frac{\varsigma - c}{w'} - \frac{w}{2w'} & \left(c - \frac{w}{2}\right) < \varsigma \leq \left(c - \frac{w}{2} + w'\right) \\ 1 & \left(c - \frac{w}{2} + w'\right) < \varsigma < \left(c + \frac{w}{2} - w'\right) \\ \frac{c - \varsigma}{w'} + \frac{w}{2w'} & \left(c + \frac{w}{2} - w'\right) < \varsigma \leq \left(c + \frac{w}{2}\right) \\ 0 & \left(c + \frac{w}{2}\right) < \varsigma \leq 255 \end{cases}, \text{ 其中 } q \text{ 为阈值区间 } Q_1 \text{ 或 } Q_2$$

或 Q_3 的序号, ς 为数据点的灰度值, 感兴趣物质的灰度值范围取决于数据中心 c 和宽度 w 两个变量, w' 表示斜坡的宽度, 斜坡表示的是线性的增加或降低, 不透明度值用 $A_{Q_q}(\varsigma)$ 表示, 取值范围在 0 到 1 之间,

[0026] 步骤 (5.3) 按下式给体数据场的三个阈值区间 $Q_1 = [0, 50]$, $Q_2 = (50, 200]$, $Q_3 = (200, 255]$ 赋不同颜色值 $C_{Q_q}(\varsigma)$:

$$[0027] \quad C_{Q_q}(\varsigma) = \begin{cases} C_1 & 0 \leq \varsigma \leq 50 \\ C_2 & 50 < \varsigma \leq 200 \\ C_3 & 200 < \varsigma \leq 255 \end{cases}, \text{ 其中 } q \text{ 为阈值区间 } Q_1, Q_2, Q_3 \text{ 的序号, } C \text{ 表示颜色值}$$

域, C_1, C_2, C_3 是设定的颜色值,

[0028] 步骤 (5.4) 为数据场建立 X, Y, Z 三维坐标轴, 将数据场中单位体积的立方体看作一个体素,

[0029] 步骤 (5.5) 光源光线透过数据场, 在屏幕上形成一个成像平面, 从成像平面的每个像素点发出一条穿过数据场的光线, 沿着光线选择设定的有限的 K 个等间距的采样点, 采用下式计算各采样点的不透明度值:

$$[0030] \quad A_e = A_1 + x(1-y)(1-z)(A_2 - A_1) + x(1-y)z(A_3 - A_4) + (1-y)z(A_4 - A_1) + y(A_5 - A_1) + xy(1-z)(A_6 - A_5) + xyz(A_7 - A_8) + yz(A_8 - A_5), \text{ 其中 } A_e \text{ 代}$$

表当前采样点的不透明度值, $A_1, A_2, \dots, A_7, A_8$ 代表距离采样点最近的 8 个数据点的不透明度值,

[0031] 步骤 (5.6) 按下式计算采样点的颜色值:

$$[0032] \quad C'_e = C'_1 + x(1-y)(1-z)(C'_2 - C'_1) + x(1-y)z(C'_3 - C'_4) + (1-y)z(C'_4 - C'_1) + y(C'_5 - C'_1) + xy(1-z)(C'_6 - C'_5) + xyz(C'_7 - C'_8) + yz(C'_8 - C'_5), \text{ 其中 } C'_e \text{ '}$$

代表当前采样点的颜色值, $C'_1, C'_2, \dots, C'_7, C'_8$ 代表距离采样点最近的 8 个数据点的颜色值,

[0033] 步骤 (5.7) 对光线上的采样点进行累加, 直到不透明度值增加到 1, 结束累加, 此时的颜色值就是成像平面上像素的最终颜色, 即得到三维血管模型, 公式如下:

$$C_{out} A_{out} = C_{in} A_{in} + C_{now} A_{now} (1 - A_{in}), \text{ 其中 } C_{out}, A_{out} \text{ 分别为经过第 } u \text{ 个采样点后的颜色值、不透明度值, } C_{in}, A_{in} \text{ 为已合成的前 } u-1 \text{ 个采样点的颜色值、不透明度值, } u = 1, 2, \dots, K, K \text{ 为采样点个数;}$$

[0034] 步骤 (6) 按以下步骤对所述三维血管模型进行任意方向平面裁剪, 获得血管内部信息:

[0035] 步骤 (6.1) 在由 X, Y 轴组成的水平面 X-Y 上, 取相邻的 4 个坐标点: $x, x+1, y, y+1$ 构成正方形的 4 个顶点: $(x, y), (x, y+1), (x+1, y)$ 和 $((x+1), (y+1))$, 形成一个水平的剖切平面,

[0036] 步骤 (6.2) 在水平面 X-Y 的高度 Z 方向, 建立一个三维坐标空间, 在有限个数的 z 坐标值上建立 P 个在 Z 轴方向上相互平行的空间剖切平面 p, 构成一个体素, 每个剖切平面 p 与三维血管模型的 4 条棱线共有 4 个交点: $z(x_p, y_p), z(x_p, (y+1)_p), z((x+1)_p, y_p)$ 和 $z((x+1)_p, (y+1)_p), p = 1, 2, \dots, P$, 从剖切平面 p 与三维血管模型棱线的交点中, 任意选择 4 个能构成斜切平面的点, 就可以实现任意斜面剖切,

[0037] 步骤 (6.3) 每一个剖切平面 p 的中心点即为采样点 O_p , 坐标为 $(\bar{x}_p, \bar{y}_p, \bar{z}_p)$, 其中:

$$\bar{x}_p = \frac{1}{P} \sum_{p=1}^P x_p, \bar{y}_p = \frac{1}{P} \sum_{p=1}^P y_p, \bar{z}_p = \frac{1}{P} \sum_{p=1}^P z_p,$$

[0038] 步骤 (6.4) 每一个空间剖切平面 p 的各顶点 $z(x_p, y_p), z(x_p, (y+1)_p), z((x+1)_p, y_p)$ 和 $z((x+1)_p, (y+1)_p)$ 到对应采样点 $(\bar{x}_p, \bar{y}_p, \bar{z}_p)$ 的距离 d_p 由下式得到:

$$d_p^2 = (x_{p,f} - \bar{x}_{p,O})^2 + (y_{p,f} - \bar{y}_{p,O})^2 + (z_{p,f} - \bar{z}_{p,O})^2, \text{ 其中 } f \text{ 是体素的顶点, 上下共 8 个, } f = 0, 1, 2, \dots, 7, x_{p,f} \text{ 是第 } p \text{ 个空间剖切平面的第 } f \text{ 个顶点的横坐标, } \bar{x}_{p,O} \text{ 是第 } p \text{ 个空间剖切平}$$

面中心点 0 的横坐标,

[0039] 步骤 (6.5) 按下式计算某一个剖切平面 p 的中心点 O_p 的灰度值 h_p :

$$h_p = \frac{1}{d_p} \sum_{f=0}^7 d_{p,f} h_f, \text{ 其中:}$$

[0040] $d_p = \sum_{f=0}^7 d_{p,f}$, d_p 为所述第 p 个空间剖切平面的 8 个顶点到中心点距离之和,

[0041] $d_{p,f}$ 为所述第 p 个空间剖切平面上某一个顶点 f 到中心点的距离,

[0042] h_f 为入射光线在所述第 p 个空间剖切平面上某个顶点 f 处发出的光线强度。

[0043] 本发明的效果为:

[0044] 实验利用血管内超声成像仪,以 0.5mm/s 的速度匀速回拉导管,获得图像尺寸大小为 384*384 的超声图像序列,取两组超声图像序列作为实验图像,每组超声图像序列包含连续的 900 帧超声图像。超声图像序列降噪效果见图 2,超声图像配准结果见图 3,血管三维可视化效果见图 4。可以看出,本文提出的三维可视化方法,可以综合血管内超声图像的特征,较好的显示血管三维信息,为病变分析创造了条件。

附图说明

[0045] 图 1 是原血管内超声图像;

[0046] 图 2 是连续 10 帧血管内超声图像降噪效果图,图 2.1 到 2.10 分别为第一帧到第十帧图像的降噪效果;

[0047] 图 3 是超声图像配准结果图,图 3.1 是基准图像,图 3.2 是待配准图像,图 3.3 是配准结果图像;

[0048] 图 4 是血管三维可视化效果图,图 4.1 为由第一组超声图像序列得到的血管三维可视化效果图,图 4.2 为由第二组超声图像序列得到的血管三维可视化效果图;

[0049] 图 5 是本发明方法的主程序流程图。

具体实施方式

[0050] 本发明是采用以下技术手段实现的:

[0051] 一种基于血管内超声影像的血管三维可视化方法。首先,结合图像序列平均、中值滤波和小波软阈值降噪方法对血管内超声图像序列进行降噪处理,然后,利用二次多项式拟合图像形变,实现超声图像配准,补偿图像序列采集过程中产生的变形,最后,利用光线投射算法和切片重组方法实现血管三维模型的重建及任意角度平面剖切,以获得直观、形象的血管三维可视化效果。

[0052] 上述基于血管内超声影像的血管三维可视化方法,包括下述步骤:

[0053] 步骤 1、利用血管内超声仪,以 0.5mm/s 的速度匀速回拉导管,获得人体冠状动脉的血管内超声视频影像;

[0054] 步骤 2、将步骤 (1) 得到的血管内超声视频影像导入计算机,从视频中截取连续的 900 帧血管内超声图像作为实验图像,图像分辨率为 384*384,以下简称为超声图像;

[0055] 步骤 3、图像序列降噪,平滑图像噪声,并尽可能保留原图像中的细节信息;

[0056] 取相邻 10 帧 IVUS 图像组成一个图像序列,表示为 $I_k(x, y)$, $1 \leq k \leq 10$, 对每帧图像做 $[3, 3]$ 中值滤波:

$$[0057] \quad I'_k(x, y) = \text{med}_{[3,3]} \{I_k(x, y)\} \quad (1)$$

[0058] 式中 $\text{med}\{\cdot\}$ 表示中值滤波运算符。求图像序列 $I'_k(x, y)$, $1 \leq k \leq 10$ 的平均图像:

$$[0059] \quad \bar{I}(x, y) = \frac{1}{10} \sum_{k=1}^{10} [I'_k(x, y)] \quad (2)$$

[0060] 对平均图像 $\bar{I}(x, y)$ 进行小波分解,求得图像小波变换系数矩阵 WT:

$$[0061] \quad \begin{aligned} WT &= \langle \bar{I}(x, y), \psi(x, y) \rangle \\ &= \iint \bar{I}(x, y) \psi^*(x, y) dx dy \end{aligned} \quad (3)$$

[0062] 式中, $\psi^*(x, y)$ 是小波函数 $\psi(x, y)$ 的共轭。 $\psi(x, y)$ 由下式求得:

$$[0063] \quad \psi(x, y) = a_0^{-j/2} \psi\left(\frac{x - ma_0^j b_1}{a_0^j}, \frac{y - na_0^j b_2}{a_0^j}\right) \quad (4)$$

[0064] 其中 a_0, a_1, a_2 是设定值,做 $a_0 = a_1 = a_2 = 2$, 称为扩展步长, $1 \leq j \leq 3$, 是分辨索引, $m \geq 1, n \geq 1$, 表示水平和垂直方向的有限平移。

[0065] 对小波变换系数矩阵 WT 进行软阈值化:

$$[0066] \quad W_\zeta = \begin{cases} \text{sgn}(WT)(|WT| - \zeta), & |WT| \geq \zeta \\ 0, & |WT| < \zeta \end{cases} \quad (5)$$

[0067] 其中,其中 $\text{sgn}()$ 为符号函数,若 $WT > 0$, $\text{sgn}(WT) = 1$, 若 $WT = 0$, $\text{sgn}(WT) = 0$, 若 $WT < 0$, $\text{sgn}(WT) = -1$, ζ 为阈值, $\zeta = \sqrt{2 \log(L) * \sigma}$, 式中 L 为信号长度, σ 为噪声强度,设图像噪声为高斯白噪声,且 $\sigma = 1$ 。

[0068] 由矩阵 W_t , 进行小波重构,得到小波软阈值降噪结果 $\bar{I}''(x, y)$:

$$[0069] \quad \bar{I}''(x, y) = \sum_{-\infty}^{\infty} \sum_{-\infty}^{\infty} W_\zeta \psi(x, y) \quad (6)$$

[0070] 计算各帧图像 $I'_k(x, y)$ 与 $\bar{I}''(x, y)$ 的差值:

$$[0071] \quad I''_k(x, y) = I'_k(x, y) - \bar{I}''(x, y), 1 \leq k \leq 10 \quad (7)$$

[0072] 将 $I''_k(x, y)$ 与 $\bar{I}''(x, y)$ 相加,得到最终降噪图像 $I_k'''(x, y)$:

$$[0073] \quad I_k'''(x, y) = I''_k(x, y) + \bar{I}''(x, y), 1 \leq k \leq 10 \quad (8)$$

[0074] 综上所述,图像序列去噪的步骤总结如下:

[0075] ①取相邻 10 帧 IVUS 图像组成一个图像序列,记为 $I_k(x, y)$, $1 \leq k \leq 10$;

[0076] ②对每帧图像进行 $[3, 3]$ 的中值滤波,结果记为 $I'_k(x, y)$, $1 \leq k \leq 10$;

[0077] ③求图像序列 $I'_k(x, y)$, ($1 \leq k \leq 10$) 的平均图像,记为 $\bar{I}'(x, y)$;

[0078] ④计算图像 I_k' (x, y) 与平均图像 I' (x, y) 的差值, 记为 I_k'' (x, y) ;

[0079] ⑤对平均图像 I' (x, y) 进行小波软阈值降噪得到图像 I'' (x, y) ;

[0080] ⑥将 I_k'' (x, y) 与 I'' (x, y) 相加, 得到最终降噪图像 I_k''' (x, y)。

[0081] 步骤 4、实现图像序列配准, 补偿图像形变 ;

[0082] 把最终降噪图像 I_k''' (x, y) 作为待配准图像 $G(x, y)$, 与预先设定的基准图像 $F(x, y)$ 组成一个图像组合 $[F(x, y), G(x, y)]$, 从中选取 12 对控制点记为分别 $f(x_i, y_i)$ 和 $g(x_s, y_s)$, $1 \leq i \leq 12, 1 \leq s \leq 12$, 它们之间存在如下关系 :

$$[0083] \quad f(x_i, y_i) = H^{-1}[g(x_s, y_s)] \quad (9)$$

[0084] 其中 H^{-1} 为形变关系, 表达式为 :

$$[0085] \quad \begin{cases} H_{x_i}^{-1} = b_1 x_s + b_2 y_s + b_3 x_s^2 + b_4 y_s^2 + b_5 x_s y_s + b_6 \\ H_{y_i}^{-1} = c_1 x_s + c_2 y_s + c_3 x_s^2 + c_4 y_s^2 + c_5 x_s y_s + c_6 \end{cases} \quad (10)$$

[0086] 式中 $b_1 \cdots b_6, c_1 \cdots c_6$ 为形变系数, 共 12 个。

[0087] 将控制点值代入 (10) 式得 :

$$[0088] \quad \begin{cases} x_i = b_1 x_s + b_2 y_s + b_3 x_s^2 + b_4 y_s^2 + b_5 x_s y_s + b_6 \\ y_i = c_1 x_s + c_2 y_s + c_3 x_s^2 + c_4 y_s^2 + c_5 x_s y_s + c_6 \end{cases} \quad (11)$$

[0089] 解方程 (11) 式便可计算出形变系数 $b_1 \cdots b_6, c_1 \cdots c_6$ 进而能得到形变关系 H^{-1} 。

[0090] 由待配准图像 $G(x, y)$ 和形变关系 H^{-1} 求得配准结果为 :

$$[0091] \quad F'(x, y) = H^{-1}[G(x, y)] \quad (12)$$

[0092] 综上所述的图像序列配准过程, 包括以下步骤 :

[0093] ①确定基准图像 $F(x, y)$ 和待配准图像 $G(x, y)$, 在两幅图像上选择 12 对控制点 $f(x_i, y_i)$ 和 $g(x_s, y_s)$;

[0094] ②将控制点值代入形变方程式, 求解形变系数 ;

[0095] ③利用形变关系求解配准结果 $F'(x, y) = H^{-1}[G(x, y)]$ 。

[0096] 步骤 5、载入血管内超声图像序列, 利用光线投射算法, 重建血管三维模型 ;

[0097] 根据血管内超声图像的灰度直方图特性, 为体数据场确定 0, 50, 200, 255 四个阈值, 将数据场分为 $Q_1 = [0, 50]$, $Q_2 = (50, 200]$, $Q_3 = (200, 255]$ 。

[0098] 按下式将体数据场中各数据点的灰度值映射成为直接用于绘制的不透明度值

$A_{Q_i}(\zeta)$:

[0099]

$$A_{Q_q}(\varsigma) = \begin{cases} 0 & 0 \leq \varsigma \leq \left(c - \frac{w}{2}\right) \\ \frac{\varsigma - c}{w'} - \frac{w}{2w'} & \left(c - \frac{w}{2}\right) < \varsigma \leq \left(c - \frac{w}{2} + w'\right) \\ 1 & \left(c - \frac{w}{2} + w'\right) < \varsigma < \left(c + \frac{w}{2} - w'\right) \\ \frac{c - \varsigma}{w'} + \frac{w}{2w'} & \left(c + \frac{w}{2} - w'\right) < \varsigma \leq \left(c + \frac{w}{2}\right) \\ 0 & \left(c + \frac{w}{2}\right) < \varsigma \leq 255 \end{cases} \quad (13)$$

[0100] 其中 q 为阈值区间 Q_1 或 Q_2 或 Q_3 的序号, ς 为数据点的灰度值, 感兴趣物质的灰度值范围取决于数据中心 c 和宽度 w 两个变量, w' 表示斜坡的宽度, 斜坡表示的是线性的增加或降低, 不透明度值用 $A_{Q_q}(\varsigma)$ 表示, 取值范围在 0 到 1 之间。

[0101] 按下式给体数据场的三个阈值区间 $Q_1 = [0, 50]$, $Q_2 = (50, 200]$, $Q_3 = (200, 255]$ 赋不同颜色值 $C_{Q_q}(\varsigma)$:

[0102]

$$C_{Q_q}(\varsigma) = \begin{cases} C_1 & 0 \leq \varsigma \leq 50 \\ C_2 & 50 < \varsigma \leq 200 \\ C_3 & 200 < \varsigma \leq 255 \end{cases} \quad (14)$$

[0103] 其中 q 为阈值区间 Q_1 , Q_2 , Q_3 的序号, C 表示颜色值域, C_1 , C_2 , C_3 是设定的颜色值。

[0104] 为数据场建立 X, Y, Z 三维坐标轴, 将数据场中单位体积的立方体看作一个体素。光源光线透过数据场, 在屏幕上形成一个成像平面, 从成像平面的每个像素点发出一条穿过数据场的光线, 沿着光线选择设定的有限的 K 个等间距的采样点, 采用下式计算各采样点的不透明度值:

$$[0105] \quad A_e = A_1 + x(1-y)(1-z)(A_2 - A_1) + x(1-y)z(A_3 - A_4) + (1-y)z(A_4 - A_1) \quad (15)$$

$$[0106] \quad + y(A_5 - A_1) + xy(1-z)A(A_6 - A_5) + xyz(A_7 - A_8) + yz(A_8 - A_5)$$

[0107] 其中 A_e 代表当前采样点的不透明度值, $A_1, A_2, \dots, A_7, A_8$ 代表距离采样点最近的 8 个数据点的不透明度值。

[0108] 按下式计算采样点的颜色值:

$$[0109] \quad C'_A = C'_1 + x(1-y)(1-z)(C'_2 - C'_1) + x(1-y)z(C'_3 - C'_4) + (1-y)z(C'_4 - C'_1) \quad (16)$$

$$[0110] \quad + y(C'_5 - C'_1) + xy(1-z)A(C'_6 - C'_5) + xyz(C'_7 - C'_8) + yz(C'_8 - C'_5)$$

[0111] 其中 C'_e 代表当前采样点的颜色值, $C'_1, C'_2, \dots, C'_7, C'_8$ 代表距离采样点最近的 8 个数据点的颜色值。

[0112] 对光线上的采样点进行累加, 直到不透明度值增加到 1, 结束累加, 此时的颜色值就是成像平面上像素的最终颜色, 即得到三维血管模型, 公式如下:

$$[0113] \quad C_{out}A_{out} = C_{in}A_{in} + C_{now}A_{now}(1 - A_{in}) \quad (17)$$

[0114] $A_{out} = A_{in} + A_{now}(1 - A_{in})$

[0115] 其中 C_{out} 、 A_{out} 分别为经过第 u 个采样点后的颜色值、不透明度值, C_{now} 、 A_{now} 为第 u 个采样点的颜色值、不透明度值, C_{in} 、 A_{in} 为已合成的前 $u-1$ 个采样点的颜色值、不透明度值, $u = 1, 2, \dots, K$, K 为采样点个数。

[0116] 综上所述, 血管三维重建的步骤总结如下:

[0117] ①设定阈值, 将体数据场归类为若干阈值区间;

[0118] ②设计传递函数给数据点赋予不同的不透明度值和颜色值;

[0119] ③计算光线上采样点的不透明度值和颜色值;

[0120] ④完成图像合成, 得到三维重建效果。

[0121] 步骤 6、实现对血管模型的任意角度平面剖切, 获得形象、清晰的局部切面信息;

[0122] 在由 X, Y 轴组成的水平面 $X-Y$ 上, 取相邻的 4 个坐标点: $x, x+1, y, y+1$ 构成正方形的 4 个顶点: (x, y) , $(x, y+1)$, $(x+1, y)$ 和 $((x+1), (y+1))$, 形成一个水平的剖切平面。

[0123] 在水平面 $X-Y$ 的高度 Z 方向, 建立一个三维坐标空间, 在有限个数的 z 坐标值上建立 P 个在 Z 轴方向上相互平行的空间剖切平面 p , 构成一个体素, 每个剖切平面 p 与三维血管模型的 4 条棱线共有 4 个交点: $z(x_p, y_p)$, $z(x_p, (y+1)_p)$, $z((x+1)_p, y_p)$ 和 $z((x+1)_p, (y+1)_p)$, $p = 1, 2, \dots, P$, 从剖切平面 p 与三维血管模型棱线的交点中, 任意选择 4 个能构成斜切平面的点, 就可以实现任意斜面剖切。

[0124] 每一个剖切平面 p 的中心点即为采样点 O_p , 坐标为 $(\bar{x}_p, \bar{y}_p, \bar{z}_p)$:

$$[0125] \quad \bar{x}_p = \frac{1}{P} \sum_{p=1}^P x_p, \bar{y}_p = \frac{1}{P} \sum_{p=1}^P y_p, \bar{z}_p = \frac{1}{P} \sum_{p=1}^P z_p \quad (18)$$

[0126] 每一个空间剖切平面 p 的各顶点 $z(x_p, y_p)$, $z(x_p, (y+1)_p)$, $z((x+1)_p, y_p)$ 和 $z((x+1)_p, (y+1)_p)$ 到对应采样点 $(\bar{x}_p, \bar{y}_p, \bar{z}_p)$ 的距离 d_p 由下式得到:

$$[0127] \quad d_p^2 = (x_{p,f} - \bar{x}_{p,O})^2 + (y_{p,f} - \bar{y}_{p,O})^2 + (z_{p,f} - \bar{z}_{p,O})^2 \quad (19)$$

[0128] 其中 f 是体素的顶点, 上下共 8 个, $f = 0, 1, 2, \dots, 7$, $x_{p,f}$ 是第 p 个空间剖切平面的第 f 个顶点的横坐标, $\bar{x}_{p,O}$ 是第 m 个空间剖切平面中心点 O 的横坐标。

[0129] 按下式计算某一个剖切平面 p 的中心点 O_p 的灰度值 h_p : $h_p = \frac{1}{d_p} \sum_{f=0}^7 d_{p,f} h_f$, 其中:

[0130] $d_p = \sum_{f=0}^7 d_{p,f}$, d_p 为所述第 p 个空间剖切平面的 8 个顶点到中心点距离之和,

[0131] $d_{p,f}$ 为所述第 p 个空间剖切平面上某一个顶点 f 到中心点的距离,

[0132] h_f 为入射光线在所述第 p 个空间剖切平面上的某个顶点 f 处发出的光线强度;

[0133] 综上所述, 利用切片重组, 实现对血管三维模型的交互操作的步骤总结如下:

[0134] ①求剖切平面与体素的交点;

[0135] ②求出剖切平面中心点的坐标值;

[0136] ③求出剖切平面中心点的灰度值。

[0137] 最后应说明的是: 以上实施例仅用以说明本发明而并非限制本发明所描述的技术

方案 ; 因此, 尽管本说明书参照上述的各个实施例对本发明已进行了详细的说明, 但是, 本领域的普通技术人员应当理解, 仍然可以对本发明进行修改或等同替换 ; 而一切不脱离发明的精神和范围的技术方案及其改进, 其均应涵盖在本发明的权利要求范围当中。

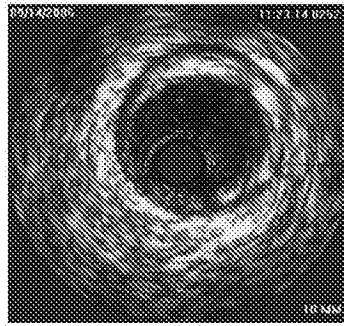


图 1

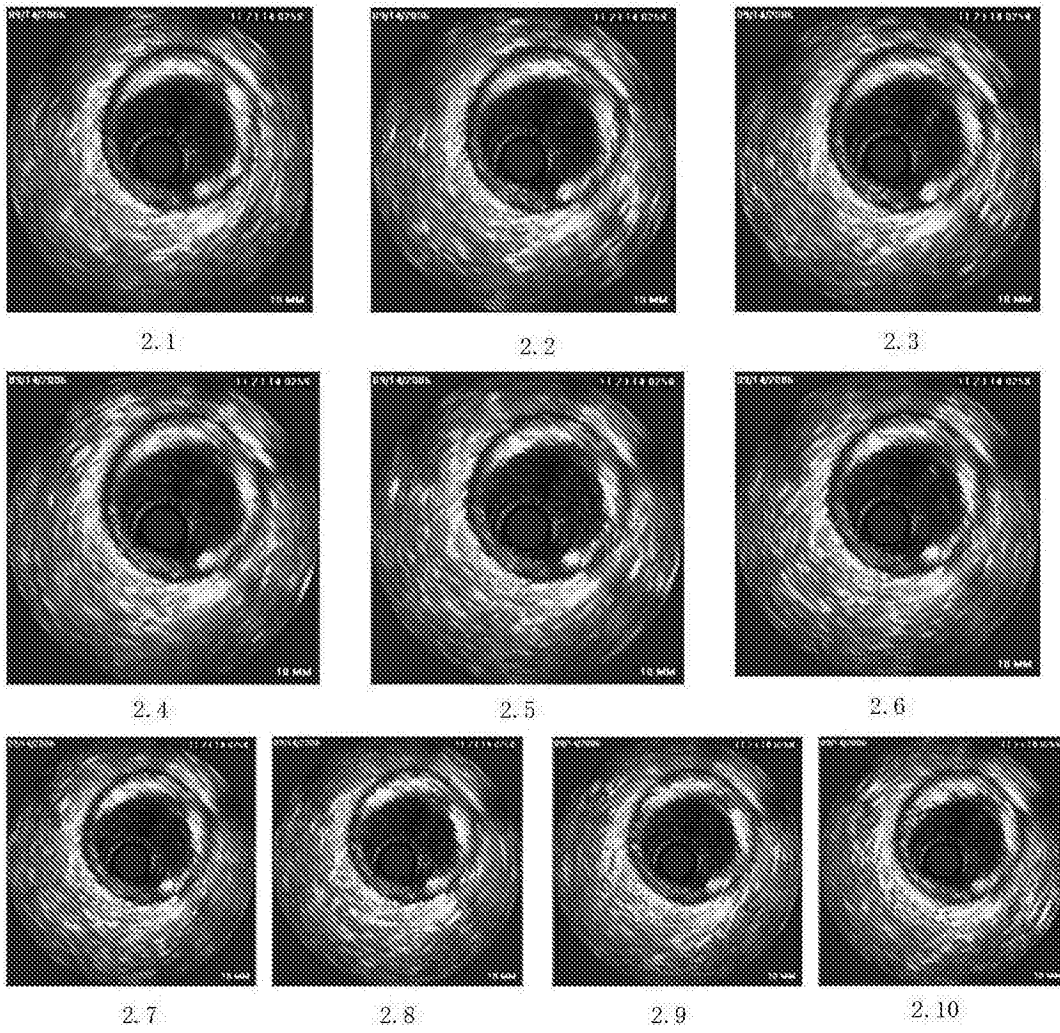


图 2

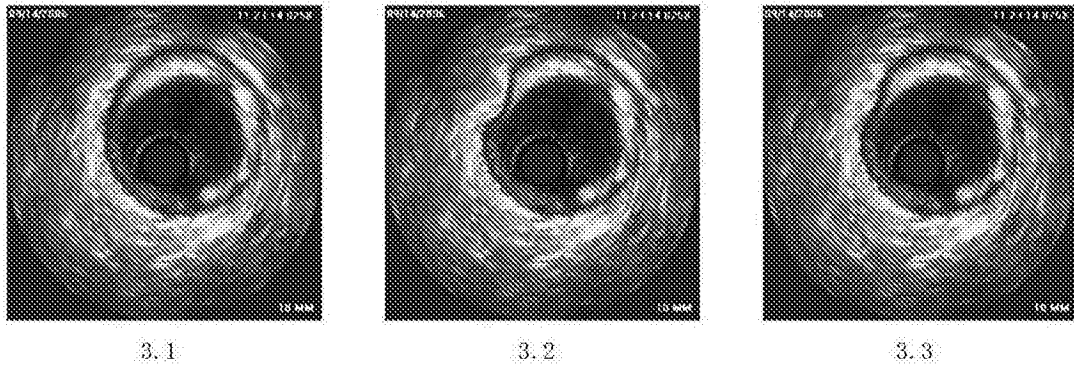


图 3

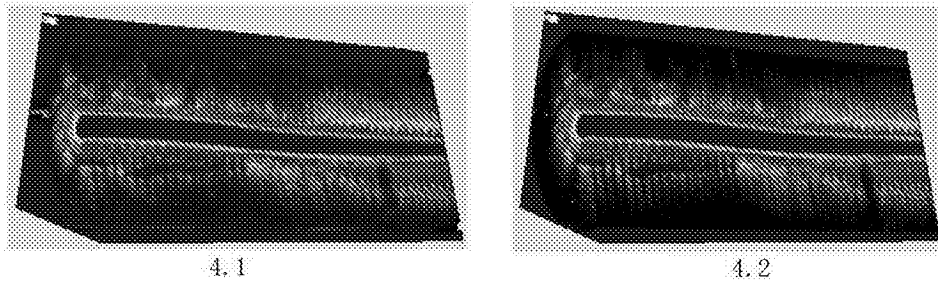


图 4

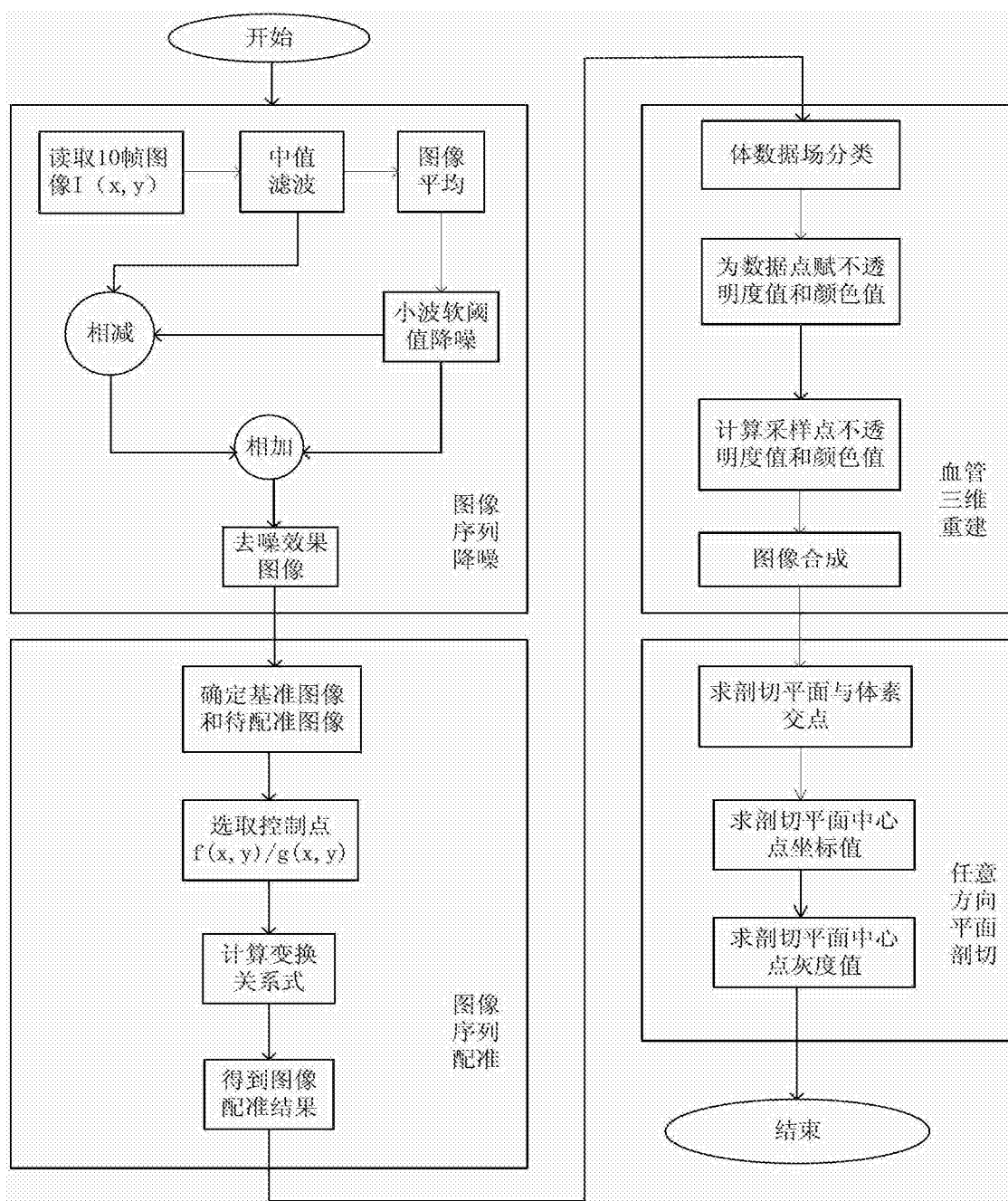


图 5

专利名称(译)	一种基于血管内超声影像的血管三维可视化方法		
公开(公告)号	CN103268630B	公开(公告)日	2015-11-18
申请号	CN201310192588.0	申请日	2013-05-22
[标]申请(专利权)人(译)	北京工业大学		
申请(专利权)人(译)	北京工业大学		
当前申请(专利权)人(译)	北京工业大学		
[标]发明人	汪友生 吴焕焕 苗晓静 王志东 董路 李冠宇		
发明人	汪友生 吴焕焕 苗晓静 王志东 董路 李冠宇		
IPC分类号	G06T17/00 G06T15/00 A61B8/12		
审查员(译)	王爽		
其他公开文献	CN103268630A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种基于血管内超声影像的血管三维可视化方法，涉及计算机医学图像分析领域，其特征在于，首先，结合多图像平均去噪、中值滤波和小波降噪软阈值降噪方法对图像序列进行降噪处理，该方法能减少图像噪声，很好的保留图像的重要细节信息，并且图像降噪效率高；其次，利用二次多项式拟合图像形变，实现图像配准，以补偿图像序列采集过程中产生的变形；再次，利用光线投射算法绘制出三维血管模型；最后利用切片重组方法实现对三维血管模型的任意角度平面剖切，显示血管内部结构信息，为病变分析创造了条件。

