

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200910024968.7

[51] Int. Cl.

G06T 7/00 (2006.01)

A61B 6/03 (2006.01)

A61B 5/055 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

[43] 公开日 2009 年 7 月 29 日

[11] 公开号 CN 101493940A

[22] 申请日 2009.2.27

[21] 申请号 200910024968.7

[71] 申请人 东南大学

地址 211109 江苏省南京市江宁开发区东南
大学路 2 号

[72] 发明人 易 红 齐建昌 倪中华 陆荣生

[74] 专利代理机构 南京经纬专利商标代理有限公司

代理人 叶连生

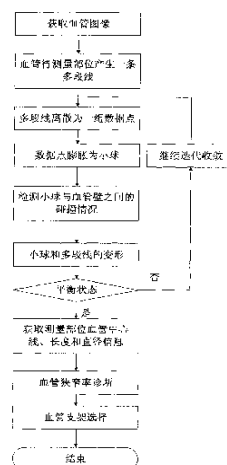
权利要求书 2 页 说明书 5 页 附图 4 页

[54] 发明名称

基于弹性小球动态平衡的医学图像中血管参数测量方法

[57] 摘要

基于弹性小球动态平衡的医学图像中血管参数测量方法属于医学成像技术领域。该方法首先在血管待测量部位输入一条多段线 (Polyline)，然后对多段线进行迭代收敛计算直到平衡状态。迭代收敛过程中包括多段线离散为一组数据点、离散出的数据点逐步膨胀为小球、小球和多段线的变形。平衡状态下得到的多段线提供了测量部位血管的中心线和长度信息，小球提供了血管直径信息。本发明利用弹性小球动态平衡方法进行医学图像中血管参数测量，可用于任何成像设备获得的血管图像，包括数字减影血管造影 (DSA)、核磁共振 (MRI)、CT 和超声等其他成像设备，实现了各种血管图像测量方法的统一，在医学辅助诊断和微创介入治疗中具有很高的应用价值。



1. 一种基于弹性小球动态平衡的医学图像中血管参数测量方法, 其特征在于采用在待测量血管部位产生一条多段线 Polyline, 然后通过对该多段线进行迭代收敛到平衡状态以计算待测量部位血管的中心线、血管直径和血管长度参数。

2. 根据权利要求 1 所述的基于弹性小球动态平衡的医学图像中血管参数测量方法, 其特征在于多段线的迭代收敛过程由以下三个步骤组成:

步骤 a). 多段线的离散化, 即以多段线上每一条线段的端点作为原始数据点, 离散化就是在相邻原始数据点之间每隔一定的距离产生新的数据点, 按照如下公式进行:

$$P_{i,l_i} = \begin{cases} P_{i-1}, & l_i = 0 & d_i \leq d_1 \\ P_i, & l_i = 1 & d_1 < d_i < d_2 \\ P_{i-1} + l_i \frac{P_i - P_{i-1}}{m_i}, l_i = 1, 2, \dots, m_i & d_i \geq d_2 \end{cases}$$

式中 P_i 表示离散之前多端线上第 i 个数据点的位置坐标, P_{i,l_i} 表示经离散后 P_{i-1} 和 P_i 之间新增的第 l_i 个数据点位置坐标 ($i \geq 2$), 且 $P_{i,0} = P_{i-1}, P_{i,1} = P_i$, $d_i = d(P_i, P_{i-1})$ 表示数据点 P_i 和 P_{i-1} 之间的欧氏距离, d_1 和 d_2 为距离常量, $m_i = \text{ceil}\left(\frac{d_i}{d_2}\right)$, 函数 ceil 表示下取整; 为了消除离散过程中的局部自相交曲线, 对上述离散化求解公式补充一个约束条件, 即令 $m = \sum_{n=0}^{i-1} m_{i-n}$, 其中 $m_i = 1$, 如果 $m > 3$, 且当 $l_i \in \{1, 2, \dots, m_i\}, n \in \{1, 2, \dots, i-1\}$ 时, 如果 $\exists l_{i-n} \in \{1, 2, \dots, m_{i-n}\}$, 使得 $d(P_{i,l_i}, P_{i-n,l_{i-n}}) < d_3$ (常量), 则 $P_{i,l_i} = P_{i-n,l_{i-n}}$:

步骤 b). 对步骤 a) 中得到的数据点逐步膨胀为小球, 即首先给定一个初始直径, 以数据点所在位置为中心作一个初始小球, 然后不断增加小球的直径;

步骤 c). 对步骤 b) 中小球膨胀到与血管壁发生碰撞时, 小球和多段线将发生变形, 即对于与血管壁碰撞的小球, 在保证多段线弹性能量最小的前提下沿着远离其与血管壁碰撞的方向运动并膨胀直到小球达到平衡状态, 小球在运动过程中将不断改变小球中心即数据点的位置组成新的多段线并对多段线按照步骤 a) 进行离散化。

3. 根据权利要求 2 所述的基于弹性小球动态平衡的医学图像中血管参数测量方法, 其特征在于步骤 c) 中小球的变形包括小球的大小和位置的改变。

4. 根据权利要求 2 所述的基于弹性小球动态平衡的医学图像中血管参数测量方法, 其特征

在于步骤 c)中小球的变形情况由小球与血管壁之间的碰撞情况决定，如果小球与血管壁无碰撞则小球继续膨胀，如果小球与血管壁碰撞，则小球沿着远离其与血管壁碰撞的方向运动并不断膨胀直到平衡状态。

5. 根据权利要求 2 所述的基于弹性小球动态平衡的医学图像中血管参数测量方法，其特征在于步骤 c)中多段线的变形包括多段线的位置和形状的改变。

6. 根据权利要求 1 或 2 所述的基于弹性小球动态平衡的医学图像中血管参数测量方法，其特征在于所述的平衡状态为所有小球在血管内部处于最大充盈状态。

7. 根据权利要求 1 或 2 或 7 所述的基于弹性小球动态平衡的医学图像中血管参数测量方法，其特征在于所述的平衡状态下，利用小球提供的血管直径信息可以作为血管狭窄率的诊断和血管微创介入手术规划的依据，包括依据血管长度和血管直径进行血管支架的选择，血管狭窄率的计算公式如下：

$$\text{血管狭窄率} = (1 - \text{血管狭窄直径} / \text{血管参考直径}) \times 100\%$$

平衡状态下最小小球的位置表示血管的狭窄位置，其直径表示血管的狭窄直径，最大小球的位置表示血管无病变部位，其直径表示血管的参考直径。

基于弹性小球动态平衡的医学图像中血管参数测量方法

技术领域

本发明特别涉及一种医学图像中血管参数测量方法，属于医学成像技术领域。

背景技术

随着医学成像设备的不断发展，影像处理技术在心血管疾病的术前诊断中得到了广泛的应用。目前可以对血管成像的设备主要有CT、核磁共振（MRI）、单光子断层成像、正电子断层成像、数字减影血管造影（DSA）和超声等。虽然各种设备由于成像原理不同所获得的血管图像存在一定的差异性，但是对于血管疾病的诊断的依据是一致的，主要依赖于图像中血管病变部位的参数包括血管狭窄直径、血管参考直径、病变部位血管长度和血管中心线。

传统方法中，医生通过目测血管图像进行疾病的诊断，但是目测方法过多依赖医生的经验和主观判断，缺乏客观性和准确性，同时也不能量化描述病变程度。由于目测方法固有的缺陷性，随着计算机技术的不断发展，影像处理技术在心血管疾病的术前诊断中得到了广泛的应用。

目前利用计算机影像处理技术进行血管参数测量方法主要分为基于图像细化处理后的血管中心线方法和基于血管边界像素点的最小欧几里德距离方法。基于图像细化处理后的血管中心线方法在血管参数测量之前需要对目标图像进行细化处理，而细化算法的效率问题以及不同细化算法结果之间的一致性问题仍然是当前研究中亟需克服的难题。采用血管两个边界像素点之间的欧几里德距离进行血管参数的计算避免了因图像细化处理而带来的难题，能较为准确的自动获取血管狭窄直径，但是难以准确提供病变部位血管参考直径和血管长度信息。

另一方面，现有的血管参数测量技术大多数情况下只能针对某特定类型的医学图像，其方法难以实现各种医学图像中血管参数测量的统一。

发明内容

技术问题：针对以上医学图像中血管参数测量的问题，本发明提供一种基于弹性小球动态平衡的医学图像中血管参数测量方法，在保证疾病诊断精确性前提下，减轻医生的负担和提高疾病诊断的效率。

技术方案：本发明提供一种基于弹性小球动态平衡的医学图像中血管参数测量方法，采用在待测量血管部位产生一条多段线 Polyline，然后通过对该多段线进行迭代收敛到平衡状态以计算待测量部位血管的参数（血管中心线、血管直径和血管长度）。其中，多段线的迭代收敛过程由以下三个步骤组成：

步骤 a). 多段线的离散化，即以多段线上每一条线段的端点作为原始数据点，离散化就是在相邻原始数据点之间每隔一定的距离产生新的数据点，按照如下公式进行：

$$P_{i,l_i} = \begin{cases} P_{i-1}, & l_i = 0 & d_i \leq d_1 \\ P_i, & l_i = 1 & d_1 < d_i < d_2 \\ P_{i-1} + l_i \frac{P_i - P_{i-1}}{m_i}, & l_i = 1, 2 \dots m_i & d_i \geq d_2 \end{cases}$$

式中 P_i 表示离散之前多端线上第 i 个数据点的位置坐标, P_{i,l_i} 表示经离散后 P_{i-1} 和 P_i 之间新增的第 l_i 个数据点位置坐标 ($i \geq 2$), 且 $P_{i,0} = P_{i-1}, P_{i,1} = P_i$, $d_i = d(P_i, P_{i-1})$ 表示数据点 P_i 和 P_{i-1} 之间的欧氏距离, d_1 和 d_2 为距离常量, $m_i = \text{ceil}\left(\frac{d_i}{d_2}\right)$, 函数 ceil 表示下取整; 为了消除离散过程中的局部自相交曲线, 对上述离散化求解公式补充一个约束条件, 即令 $m = \sum_{n=0}^{i-1} m_{i-n}$, 其中 $m_1 = 1$, 如果 $m > 3$, 且当 $l_i \in \{1, 2 \dots m_i\}, n \in \{1, 2 \dots i-1\}$ 时, 如果 $\exists l_{i-n} \in \{1, 2 \dots m_{i-n}\}$, 使得 $d(P_{i,l_i}, P_{i-n,l_{i-n}}) < d_2$ (常量), 则 $P_{i,l_i} = P_{i-n,l_{i-n}}$;

步骤 b). 对步骤 a) 中得到的数据点逐步膨胀为小球, 即首先给定一个初始直径, 以数据点所在位置为中心作一个初始小球, 然后不断增加小球的直径;

步骤 c). 对步骤 b) 中小球膨胀到与血管壁发生碰撞时, 小球和多段线将发生变形, 即对于与血管壁碰撞的小球, 在保证多段线弹性能量最小的前提下沿着远离其与血管壁碰撞的方向运动并膨胀直到小球达到平衡状态, 小球在运动过程中将不断改变小球中心即数据点的位置组成新的多段线并对多段线按照步骤 a) 进行离散化。

步骤 c) 中小球的变形包括小球的大小和位置的改变。

步骤 c) 中小球的变形情况由小球与血管壁之间的碰撞情况决定, 如果小球与血管壁无碰撞则小球继续膨胀, 如果小球与血管壁碰撞, 则小球沿着远离其与血管壁碰撞的方向运动并不断膨胀直到平衡状态。

步骤 c) 中多段线的变形包括多段线的位置和形状的改变。

所述的平衡状态为所有小球在血管内部处于最大充盈状态。

所述的平衡状态下, 利用小球提供的血管直径信息可以作为血管狭窄率的诊断和血管微创介入手术规划的依据, 包括依据血管长度和血管直径进行血管支架的选择, 血管狭窄率的计算公式如下:

$$\text{血管狭窄率} = (1 - \text{血管狭窄直径} / \text{血管参考直径}) \times 100\%$$

平衡状态下最小小球的位置表示血管的狭窄位置, 其直径表示血管的狭窄直径, 最大小球的位置表示血管无病变部位, 其直径表示血管的参考直径。

有益效果: 本发明利用基于弹性小球动态平衡实现血管参数的测量, 可同时获得血管的中心线、直径和长度信息解决了血管参数测量问题, 实现了各种血管图像测量方法的统一, 在医学辅助诊断和微创介入治疗中具有很高的应用价值。在保证疾病诊断精确性前提下, 减轻医生的负担和提高疾病诊断的效率。

附图说明

以下结合附图和具体实例对本发明进行详细描述, 但不作为对本发明的限定。

图 1 示出了基于弹性小球动态平衡的医学图像中血管参数测量方法的流程图;

图 2 示出了使用本发明方法测量前输入的一条初始多段线;

图 3 示出了使用本发明方法测量时输入的多段线离散化后结果;

图4示出了使用本发明方法测量时待测量部位输入的多段线离散后得到的数据点逐步膨胀为小球及小球和多段线的变形过程；

图5示出了使用本发明方法测量后测量部位中小球和多段线经不断变形后最终达到的平衡状态；

图6为本发明实例中测量一幅MRI血管图像时测量部位血管的直径沿其中心线的分布情况；

图7为多段线离散过程中存在的局部自相交曲线处理效果示意图，其中a为自相交处理前的多段线，b为自相交处理后的多段线。

具体实施方式

采用在待测量血管部位产生一条多段线(Polyline)，然后对多段线进行迭代收敛到平衡状态以计算血管的参数。

本发明提供的基于弹性小球动态平衡的医学图像中血管参数测量方法中，多段线的迭代收敛过程由以下三个步骤组成：

(一) 多段线的离散化，即以多段线上每一条线段的端点作为原始数据点，离散化就是在相邻原始数据点之间每隔一定的距离产生新的数据点，按照如下公式进行：

$$P_{i,l_i} = \begin{cases} P_{i-1}, & l_i = 0 & d_i \leq d_1 \\ P_i, & l_i = 1 & d_1 < d_i < d_2 \\ P_{i-1} + l_i \frac{P_i - P_{i-1}}{m_i}, & l_i = 1, 2, \dots, m_i & d_i \geq d_2 \end{cases}$$

式中 P_i 表示离散之前多端线上第 i 个数据点的位置坐标， P_{i,l_i} 表示经离散后 P_{i-1} 和 P_i 之间新增的第 l_i 个数据点位置坐标 ($i \geq 2$)，且 $P_{i,0} = P_{i-1}$, $P_{i,l_i} = P_i$ ， $d_i = d(P_i, P_{i-1})$ 表示数据点 P_i 和 P_{i-1} 之间的欧氏距离， d_1 和 d_2 为距离常量， $m_i = \text{ceil}\left(\frac{d_i}{d_2}\right)$ ，函数 ceil 表示下取整。为了消除离散过程中的局部自相交曲线，对上述离散化求解公式补充一个约束条件，即令 $m = \sum_{n=0}^{i-1} m_{i-n}$ ，其中 $m_1 = 1$ ，如果 $m > 3$ ，且当 $l_i \in \{1, 2, \dots, m_i\}$, $n \in \{1, 2, \dots, i-1\}$ 时，如果 $\exists l_{i,n} \in \{1, 2, \dots, m_{i,n}\}$ ，使得 $d(P_{i,l_i}, P_{i,n,l_{i,n}}) < d_3$ (常量)，则 $P_{i,l_i} = P_{i,n,l_{i,n}}$ 。

(二) 对步骤(一)中得到的数据点逐步膨胀为小球，即首先给定一个初始直径，以数据点所在位置为中心作一个初始小球，然后不断增加小球的直径。

(三) 对步骤(二)中小球膨胀到与血管壁发生碰撞时，小球和多段线将发生变形，即对于与血管壁碰撞的小球，在保证多段线弹性能量最小的前提下沿着远离其与血管壁碰撞的方向

运动并膨胀直到小球达到平衡状态，小球在运动过程中将不断改变小球中心即数据点的位置组成新的多段线并对多段线按照步骤a)进行离散化。

本发明方法既可以与任何一种有效的图像分割算法结合起来作为一个整体也可以单独直接应用于医学图像中血管参数的测量。

本发明方法可用于任何成像设备获得的血管图像，包括数字减影血管造影（DSA）、核磁共振（MRI）、CT和超声等其他成像设备。

可以同时得到血管的中心线、直径和长度信息。

多段线迭的代收敛过程（一）中的离散化存在于多段线的整个变形过程中且可以消除初始或者变形过程中多段线存在的局部自相交曲线。

多段线迭的代收敛过程（三）中小球的变形情况由小球与血管壁之间的碰撞情况决定，如果小球与血管壁无碰撞则小球继续膨胀，如果小球与血管壁碰撞，则小球沿着远离其与血管壁碰撞的方向运动并不断膨胀直到平衡状态。

多段线迭的代收敛过程（三）中小球的变形包括小球的大小和位置的改变。

多段线迭的代收敛过程（三）中多段线的变形包括多段线位置和形状的改变。

平衡状态为所有小球在血管内部处于最大充盈状态。

平衡状态下的多段线提供了测量部位的血管中心线和长度信息，小球提供了血管直径信息。

平衡状态下利用小球提供的血管直径信息可以进行血管的狭窄率诊断和进行血管微创介入手术的规划，包括依据血管长度和血管直径进行血管支架的选择，血管狭窄率的计算公式如下：

$$\text{血管狭窄率} = (1 - \text{血管狭窄直径} / \text{血管参考直径}) \times 100\%$$

平衡状态下最小小球的位置表示血管的狭窄位置，其直径表示血管狭窄直径，最大小球的位置表示血管无病变部位，其直径表示血管的参考直径。

结合附图，如图1所示基于弹性小球动态平衡的医学图像中血管参数测量方法的流程图，本发明详细的方法主要包括以下步骤：

（1）血管待测量部位输入一条多段线；

（2）对血管待测量部位输入的多段线离散化为一组数据点，即判断多段线上相邻数据点之间的距离，当数据点之间距离超过某一固定值时，数据点之间继续离散出新的数据点，当数据点之间的距离小于某一固定值时将会合并数据点，如果数据点之间的距离保持在某一范围之内，则不需要进一步操作而保持原数据点个数不变，计算公式为：

$$P_{i,l_i} = \begin{cases} P_{i-1}, & l_i = 0 & d_i \leq d_1 \\ P_i, & l_i = 1 & d_1 < d_i < d_2 \\ P_{i-1} + l_i \frac{P_i - P_{i-1}}{m_i}, & l_i = 1, 2, \dots, m_i & d_i \geq d_2 \end{cases} \quad (1)$$

P_i 表示离散之前多端线上的第*i*个数据点的位置坐标， P_{i,l_i} 表示经离散后 P_{i-1} 和 P_i 之间新增的第 l_i 个数据点位置坐标（ $i \geq 2$ ）， $P_{i,0} = P_{i-1}$ ， $P_{i,1} = P_i$ ， $d_i = d(P_i, P_{i-1})$ 表示数据点 P_i 和 P_{i-1} 之间的欧

氏距离, d_1, d_2 为距离常量, $m_i = \text{ceil}\left(\frac{d_1}{d_2}\right)$, 函数 ceil 表示下取整;

(3) 给定一个初始直径, 以数据点为中心作一个初始小球, 不断增加小球的直径, 这样小球将不断膨胀直到小球与血管壁碰撞;

(4) 当小球膨胀到与血管壁发生碰撞时, 小球和多段线将发生变形, 即对于与血管壁碰撞的小球, 在保证多段线弹性能量最小的前提下沿着远离其与血管壁碰撞的方向运动并膨胀, 小球在运动过程中将不断改变小球中心即数据点的位置组成新的多段线并对多段线按照步骤(2)进行离散化。

(5) 重复步骤(4)直到多段线和小球不再继续变形即达到平衡状态, 此时所有小球在血管内部处于最大充盈状态, 平衡状态下, 小球直径代表了血管直径, 多段线表示血管的中心线, 多段线的长度表示测量部位血管的长度, 多段线长度按以下公式计算:

$$l = \sum p_{i-1} p_i \quad (2)$$

(6) 根据步骤(5)中提供的血管参数信息利用血管狭窄率计算公式诊断血管狭窄率并进行血管微创介入手术的规划, 包括依据血管长度和血管直径进行血管支架的选择, 血管狭窄率的计算公式如下:

$$\text{血管狭窄率} = (1 - \text{血管狭窄直径} / \text{血管参考直径}) \times 100\%$$

平衡状态下最小小球的位置表示血管的狭窄位置, 其直径表示血管狭窄直径, 最大小球的位置表示血管无病变部位, 其直径表示血管的参考直径。

步骤(2)中, 考虑到初始或者变形过程中的多段线出现会自相交的情况, 同时为了增加算法的鲁棒性, 算法进行了一定的特殊处理, 即在离散过程如果存在交点则找到交点位置并去除两交点之间的所有数据点, 以消除多段线自相交局部曲线(参见图7a和图7b), 为此对公式(1)

需补充一个约束条件, 令 $m = \sum_{n=0}^{i-1} m_{i-n}$, 其中 $m_1 = 1$, 如果 $m > 3$, 且当 $l_i \in \{1, 2 \dots m_i\}$, $n \in \{1, 2 \dots i-1\}$

时, 如果 $\exists l_{i-n} \in \{1, 2 \dots m_{i-n}\}$, 使得 $d(p_{l_i, l_i}, p_{l_{i-n}, l_{i-n}}) < d_3$ (常量), 则 $p_{l_i, l_i} = p_{l_{i-n}, l_{i-n}}$ 。

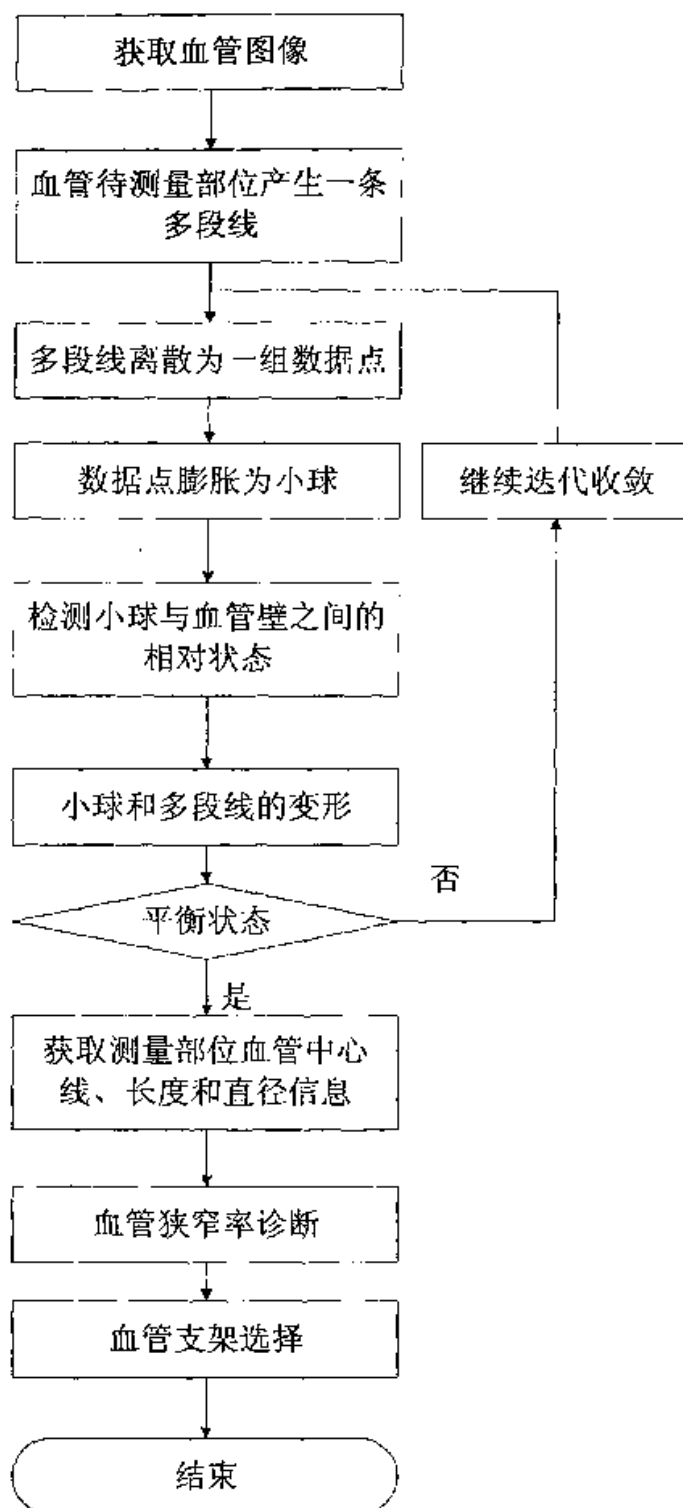


图1

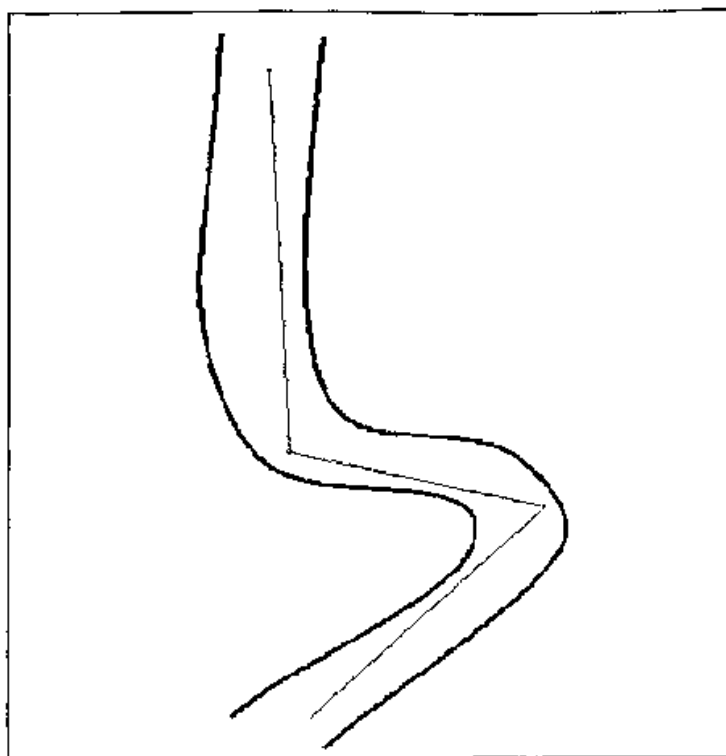


图 2

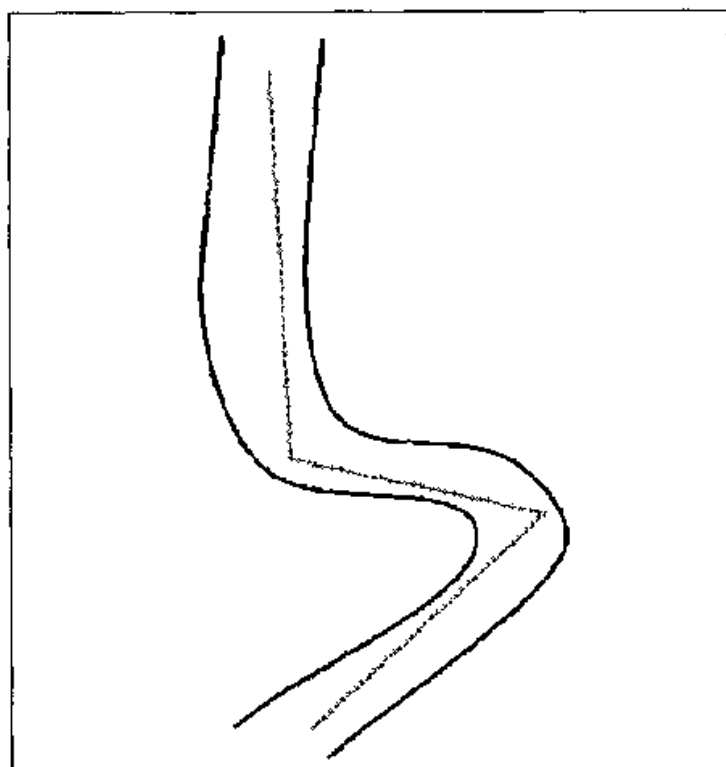


图 3

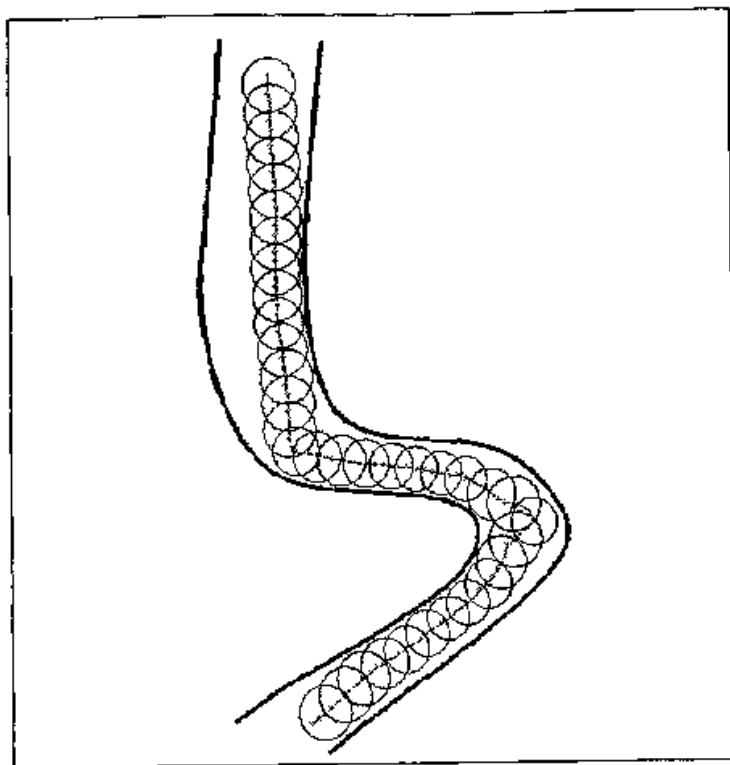


图 4

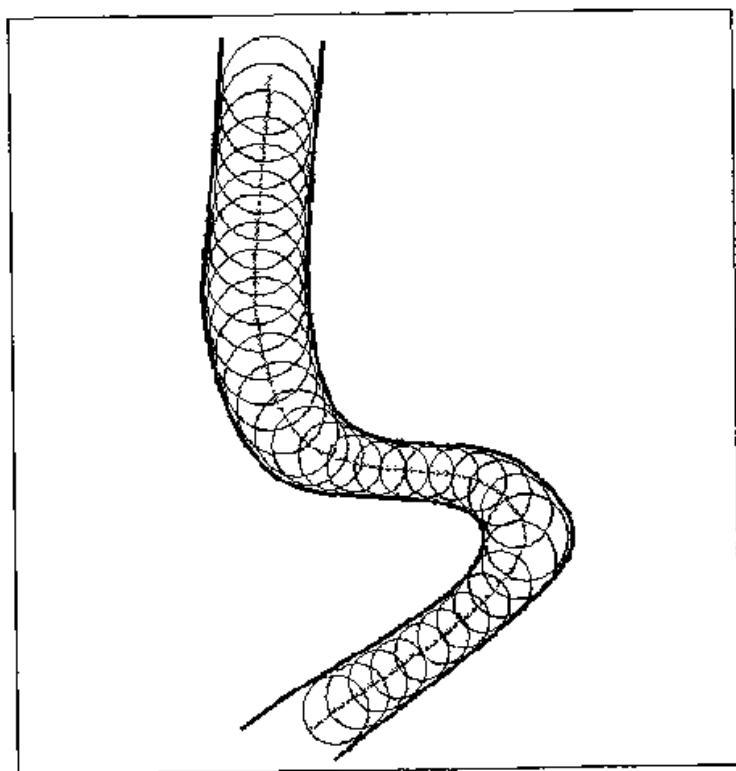


图 5

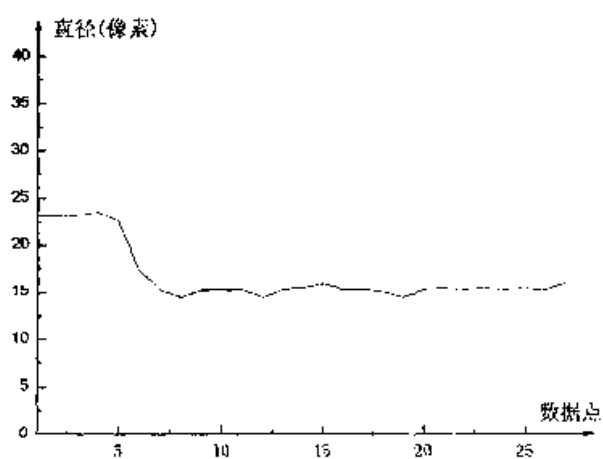


图 6

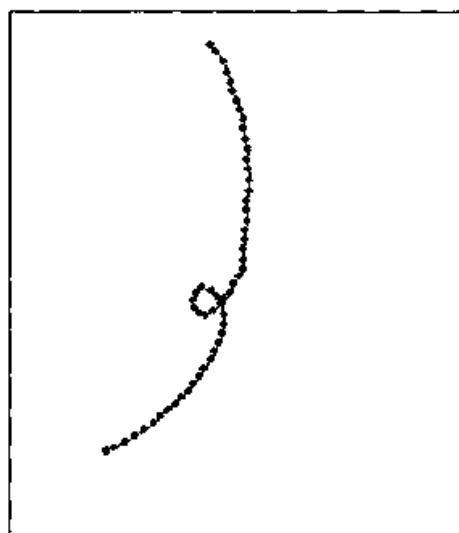


图 7a

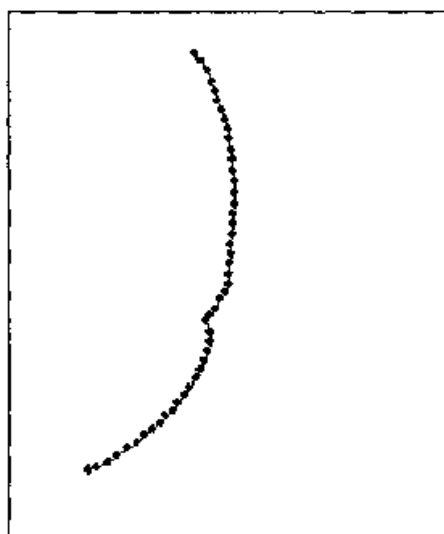


图 7b

专利名称(译)	基于弹性小球动态平衡的医学图像中血管参数测量方法		
公开(公告)号	CN101493940A	公开(公告)日	2009-07-29
申请号	CN200910024968.7	申请日	2009-02-27
[标]申请(专利权)人(译)	东南大学		
申请(专利权)人(译)	东南大学		
当前申请(专利权)人(译)	东南大学		
[标]发明人	易红 齐建昌 倪中华 陆荣生		
发明人	易红 齐建昌 倪中华 陆荣生		
IPC分类号	G06T7/00 A61B6/03 A61B5/055 A61B8/00 G06T7/62		
代理人(译)	叶连生		
其他公开文献	CN101493940B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

基于弹性小球动态平衡的医学图像中血管参数测量方法属于医学成像技术领域。该方法首先在血管待测量部位输入一条多段线(Polyline)，然后对多段线进行迭代收敛计算直到平衡状态。迭代收敛过程中包括多段线离散为一组数据点、离散出的数据点逐步膨胀为小球、小球和多段线的变形。平衡状态下得到的多段线提供了测量部位血管的中心线和长度信息，小球提供了血管直径信息。本发明利用弹性小球动态平衡方法进行医学图像中血管参数测量，可用于任何成像设备获得的血管图像，包括数字减影血管造影(DSA)、核磁共振(MRI)、CT和超声等其他成像设备，实现了各种血管图像测量方法的统一，在医学辅助诊断和微创介入治疗中具有很高的应用价值。

$$P_{i,l_i} = \begin{cases} P_{i-1}, & l_i = 0 & d_1 \leq d_i \\ P_i, & l_i = 1 & d_1 < d_i < d_2 \\ P_{i-1} + l_i \frac{P_i - P_{i-1}}{m_i}, & l_i = 1, 2, \dots, m_i & d_i \geq d_2 \end{cases}$$