

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 6/00 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200610125571.3

[45] 授权公告日 2008 年 12 月 3 日

[11] 授权公告号 CN 100438831C

[22] 申请日 2006.12.25

[21] 申请号 200610125571.3

[73] 专利权人 华中科技大学

地址 430074 湖北省武汉市洪山区珞喻路
1037 号

[72] 发明人 桑 农 张天序 钟 胜 胡 静
王国栋 张 真

[56] 参考文献

US2003/0007593A1 2003.1.9

冠脉造影图像序列中血管运动的估计及其
进展. 朱孟, 林晓燕, 孙正, 陈晓冬. 仪器仪
表学报, 第 24 卷第 4 期增刊期. 2003

冠状动脉的三维运动特征提取. 孙正, 郁
道银, 姜浩. 北京生物医学工程, 第 25 卷第 4
期. 2006

审查员 王 锐

[74] 专利代理机构 北京市德权律师事务所

代理人 吴 涛

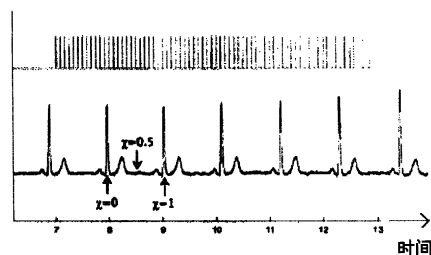
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 6 页

[54] 发明名称

多视点冠脉造影序列影像的时间配准方法

[57] 摘要

多视点冠脉造影序列影像的时间配准方法, 属于医学成像技术领域。为解决现有心电门控技术复杂, 操作不方便的问题, 本发明的主要步骤为: 从不同的成像角度选取成像清晰的造影图序列; 在所选的造影图序列中选择 N 个特征点作为计算单元, 并分别记录它们的图像坐标; 对于每个造影图序列, 分别计算每个特征点的平均值坐标作为该特征点的平衡点坐标; 计算每帧造影图中每个特征点与其平衡点之间的距离和 σ ; 选取两个序列中的距离和 σ 值最大的两帧造影图, 即为不同的成像角度的造影图序列中心跳扩张最大时刻的对应图像。本发明所述方法对采集的图像进行分析, 能够得到相应的不同心跳周期的冠脉造影图, 为血管的三维重建提供精确的控制, 并减少了相应的设备的硬件设施。



1、多视点冠脉造影序列影像的时间配准方法，其特征在于它按照下述步骤进行：

- a. 从不同的成像角度选取成像清晰的造影图序列；
- b. 在步骤 a 中所选的造影图序列中选择 N 个特征点作为计算单元，并分别记录它们的图像坐标；
- c. 对于每个造影图序列，分别计算每个特征点的平均值坐标作为该特征点的平衡点坐标，

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i, \quad \bar{y} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i$$

上式中 n 代表选择的图像数， $\bar{x}$ ， $\bar{y}$ 分别代表平衡点的横坐标和纵坐标， x_i, y_i 分别为每一帧图像中的特征点的横坐标和纵坐标；

- d. 计算每帧造影图中每个特征点与其平衡点之间的距离和 σ ，

$$\sigma = \sqrt{\sum_{i=1}^n (\bar{x} - x_i)^2 + \sum_{i=1}^n (\bar{y} - y_i)^2},$$

上式中 n 代表选择的图像数， σ 为特征点到平衡位置的距离和， $\bar{x}$ ， $\bar{y}$ 分别代表平衡点的横坐标和纵坐标， x_i, y_i 分别为每一帧图像中的特征点的横坐标和纵坐标；

- e. 选取两个序列中的距离和 σ 值最大的两帧造影图，即为不同的成像角度的造影图序列中心跳扩张最大时刻的对应图像。

2、根据权利要求 1 所述的多视点冠脉造影序列影像的时间配准方法，其

特征在于选取能代表血管运动特征的点作为所述特征点。

3、根据权利要求2所述的多视点冠脉造影序列影像的时间配准方法，其特征在于所述特征点选择血管的中轴分叉点或者血管曲率极值最大的点。

4、根据权利要求1、2或3所述的多视点冠脉造影序列影像的时间配准方法，其特征在于所述步骤b利用模板匹配方法，按照下述步骤进行：

b-1. 在该造影图序列中第一帧造影图中选择特征点；

b-2. 以每一个点为中心选取窗口，在第二帧图像中进行匹配并用匹配后的模板代替已有的模板；

b-3. 对应后续帧，将匹配后的模板的中心点作为该帧的特征点；

模板匹配公式为：

$$R(i, j) = \frac{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^M S^{i,j}(m, n) \times T(m, n)}{\sqrt{(\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^M [S^{i,j}(m, n)]^2)} \sqrt{(\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^M [T(m, n)]^2)}}$$

上式中 $R(i, j)$ 为每一点的相关值， M 为模板区域的大小， T 代表模板中的像素灰度值， $S^{i,j}$ 代表待匹配图像中第 i 行、第 j 列分块中的像素灰度值。

多视点冠脉造影序列影像的时间配准方法

技术领域

本发明属于医学成像技术领域，具体涉及一种不同成像角度冠脉造影的时间配准方法。

背景技术

数字减影血管造影（DSA: Digital Subtraction Angiography）技术在临床已应用 20 多年，是心脑血管疾病无创诊断与介入治疗手术导航的重要依据。血管造影技术的发展可以从造影图像中提取出血管重要的量化信息，检测并量化器官狭窄的程度以及对血管树进行三维重建。血管的三维重建可以应用于很多方面，例如，它可以被显示以得到血管拓扑结构的现实表达；除了作显示用，它还可以计算不可直接由二维造影图像得到的空间血管参数，还可以估计主要取决于血管的绝对大小、形状和长度而非百分率器官狭窄的血管动力学参数，这是有很高的诊断重要性的；同时，血管段的三维结构是对冠状动脉疾病的完整估计的先决条件。当然，只有这些视觉化问题得以成功解决方能最优化地实施导管介入术。

冠状动脉序列造影图像的时间配准是单平面成像条件下冠脉三维重建的基础。传统的方法利用心电门控实现成像时刻的精确控制。在利用单平面血管造影系统从多个视点采集冠状动脉造影图像并进行三维重建时，由于不能同时获得各视点的图像，因此必须采取一定的手段寻找各视点应对应相同心脏舒张-收缩状态的图像，实现时间配准。

目前该问题的解决，多采用心电门控做同步信号，即利用心电门控信号作为获取造影图像的触发信号。如图 1 所示，当心电脉冲达到一个峰值，即图中时间 χ 为整数时（如图 χ 取 0 或 1 处），开始获取造影图像，时间 χ 取小数代

表心电图峰值之间的信号（如图 χ 取 0.5 处）。

由于心电门控技术复杂，操作不方便以及需要有经验的操作人员等缺点，使得很多冠脉造影图像没有相应的心电图，因此，如何解决不同成像角度的时间配准，在所采取的图像上进行精确三维重建成为一个难题。

发明内容

为解决现有心电门控技术复杂，操作不方便的问题，本发明提供了一种多视点冠脉造影序列影像的时间配准方法，在单平面成像系统中，该方法在没有心电门控的情况下利用对图像分析，可靠地实现了冠脉造影不同成像角度成像的时刻配准问题。

本发明所述的多视点冠脉造影序列影像的时间配准方法，通过观察两个视角下的冠脉造影序列图像，可以发现它们具有如下特征：一个时间序列图像存在一个平衡位置，在心脏跳动的过程中，血管上的特征点（分叉点或是曲率极值点）将周期性地偏离平衡位置。利用这个特征，可以计算各特征点到各自对应的平衡点的距离之和，分析位置距离曲线，匹配时间序列。其主要步骤为：

- a. 从不同的成像角度选取成像清晰的造影图序列；
- b. 在步骤 a 中所选的造影图序列中选择 N 个特征点作为计算单元，并分别记录它们的图像坐标；
- c. 对于每个造影图序列，分别计算每个特征点的平均值坐标作为该特征点的平衡点坐标；
- d. 计算每帧造影图中每个特征点与其平衡点之间的距离和 σ ；
- e. 选取两个序列中的距离和 σ 值最大的两帧造影图，即为不同的成像角度的造影图序列中心跳扩张最大时刻的对应图像。

本发明提出了在没有心电信号的条件下，充分利用冠脉造影图像本身提供的信息来实现不同视角序列对应帧的时间配准的途径。计算出的每帧造影图的特征点与平衡点距离和 σ 后，选取两个序列中该值最大的两帧图像，这两帧图像就是对应的心跳扩张最大时刻的对应图像。对于每个造影图序列， σ 值的变化是从最大到最小到最大到最小再到最大的过程，也就对应了心脏跳动周期从心跳扩张最大时刻到达平衡点，到心脏收缩最紧张，回到平衡点，然后再到心跳扩张最大这样的跳动规则。

利用本发明所采用的方法，对采集的图像进行分析，能够得到相应的不同心跳周期的冠脉造影图，为血管的三维重建提供精确的控制，并减少了相应的设备的硬件设施；该方法原理简单，实现方便，有效地解决了多视点冠脉造影序列影像的时间配准问题。

附图说明

图 1 是心电门控示意图；

图 2 是具体实施方式中所述手动选取的八个特征点示意图，其中图 2a 和图 2b 为不同成像角度得到的冠脉造影图；

图 3 是两个图像序列的缩略图，其中图 3a 代表序列 1 的缩略图，图 3b 代表序列 2 的缩略图；

图 4 是采用手动描点时两个序列的特征点与其平衡点之间的距离和 σ 的柱形结果图，其中图 4a 代表序列 1，图 4b 代表序列 2；

图 5 是采用模板匹配标注特征点时两个序列的特征点与其平衡点之间的距离和 σ 的柱形结果图，其中图 5a 代表序列 1，图 5b 代表序列 2；

图 6 是两个不同角度心跳最大扩张时刻的对应图像，其中是图 6a 和图 6b 是手动描点时所得到的图像；图 6c 和图 6d 是模板匹配标注时所得到的图像。

具体实施方式

下面结合说明书附图来说明本实施例。

在两个序列图像中选取几十帧图像进行分析,选取了图像中血管的 N 个特征点作为计算单元,并建立图像时间配准的准则:利用所选用的多帧的特征点的坐标均值作为心脏跳动平衡点的坐标,将每一个特征点到其对应平衡点的距离的和作为判断心跳时刻图像间相对应的准则。

本实施方式具体包括以下步骤:

a. 从不同的成像角度选取成像清晰的造影图序列;

本实施例选取两个成像角度的造影图序列,每个序列选用的 25 帧造影图,不同序列图像的缩略图如附图 3a, 3b 所示。

b. 在步骤 a 中所选的造影图序列中选择 N 个特征点作为计算单元,并分别记录它们的图像坐标;

特征点是最能代表血管运动特征的点,如附图 2a 和 2b 所示冠脉造影图中我们可以看到,特征比较明显的点有分叉点和曲率极值最大的点;由于分叉点比较容易得到,因此本实施例每一帧选取 8 个中轴分叉点作为特征点。

c. 对于每个造影图序列,分别计算每个特征点的平均值坐标作为该特征点的平衡点坐标;

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i, \quad \bar{y} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i$$

上式中 n 代表选择的图像数, $\bar{x}$, $\bar{y}$ 分别代表平衡点的横坐标和纵坐标, x_i, y_i 分别为每一帧图像中的特征点的横坐标和纵坐标。

d. 计算每帧造影图中每个特征点与其平衡点之间的距离和 σ ;

$$\sigma = \sqrt{\sum_{i=1}^n (\bar{x} - x_i)^2 + \sum_{i=1}^n (\bar{y} - y_i)^2},$$

上式中 n 代表选择的图像数, σ 为特征点到平衡位置的距离和, $\bar{x}$, $\bar{y}$ 分别代表平衡点的横坐标和纵坐标, x_i, y_i 分别为每一帧图像中的特征点的横坐标和纵坐标。

对于每个造影图序列,按照各帧的先后顺序作出每个特征点与其平衡点之间的距离和 σ 的柱形结果图,如附图 4a 和图 4b 所示。从图中我们可以看出,该值的变化周期大约 10 帧左右,该距离和 σ 的变化从最大点 (A 点) 到平衡点 (B 点) 再到极大点 (C 点),再从极大点 (C 点) 到平衡点 (D 点) 再到最大点 (E 点),该变化周期内两次经过平衡点,与心脏跳动周期完全相同:即心脏跳动从心跳扩张最大时刻到达平衡点,到心脏收缩最紧张,回到平衡点,然后再到心跳扩张最大这样的跳动规则;该距离和 σ 值为最大值时的那一帧造影图就是心脏跳动扩张时刻的成像,每两个最大值之间的局部极值点 (C 点) 的那一帧造影图就是心脏收缩最紧张时刻的成像。

- e. 选取两个序列中的距离和 σ 值最大的两帧造影图,即为不同的成像角度的造影图序列中心跳扩张最大时刻的对应图像。如图 6 所示。

利用本方法所获得的心跳扩张最大时刻的对应图像,就可完成血管的三维重建等工作。

通常,我们是采用人工手动描点方法进行每个序列特征点的选取,该方法选点准确,但需要花费较多时间。由于所采集的冠脉造影图像序列中,灰度变化不明显,每个分支点的形变不明显,只是位置发生变化。

因此,本实施方式的更优化的方案可选用影像处理领域中的成熟技术—模板匹配方法来完成上述步骤 b 中选择特征点的工作,以提高本方法的实现速

度。

首先以每一个点为中心选取窗口，在后续图像帧中进行匹配；由于序列图像坐标点的变化不是太明显，因此在每一帧匹配后用匹配后的模板代替已有的模板。并把匹配后的模板的中心点作为对应的后续帧的特征点。

模板匹配公式为：

$$R(i, j) = \frac{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^M S^{i,j}(m, n) \times T(m, n)}{\sqrt{\left(\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^M [S^{i,j}(m, n)]^2\right)} \sqrt{\left(\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^M [T(m, n)]^2\right)}}$$

式中 $R(i, j)$ 为每一点的相关值， M 为模板区域的大小， T 代表模板中的像素灰度值， $S^{i,j}$ 代表待匹配图像中第 i 行、第 j 列分块中的像素灰度值。

为了减少匹配时间，本实施例采用基于先验知识的匹配方法，即每一个特征点的位置在一定的范围内变化。对于每个特征点，连续的两帧的图像特征点的位置和形变变化不明显，连续两帧的特征点的变化在 20 个像素之间，因此我们选用的窗口为 50×50 像素，并使得他们在特征点 100×100 的范围内寻找匹配点，并把匹配后的模板的中心点作为后续帧对应的匹配点。这样明显减少了匹配时间。第一个序列的图像进行匹配的时间仅为 267.76 秒。第二个序列图像进行匹配的时间仅为 170.45 秒。根据模板匹配结果作出每个特征点与其平衡点之间的距离和 σ 的柱形结果图，如附图 5a 和图 5b 所示。

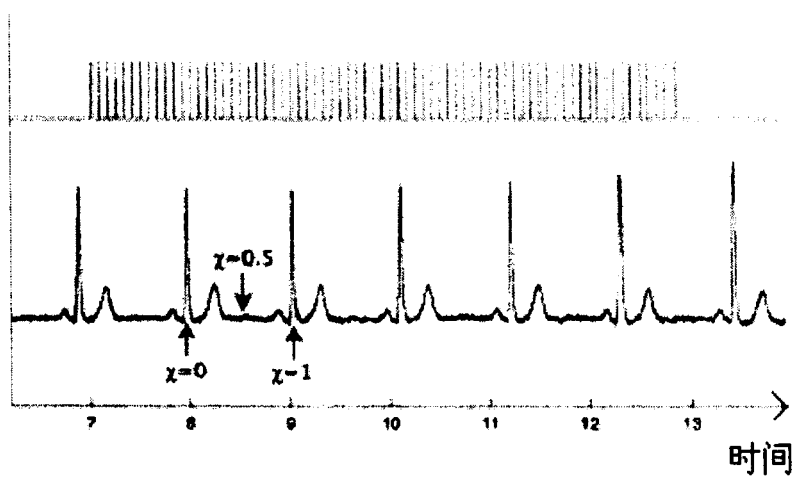


图 1



图 2a

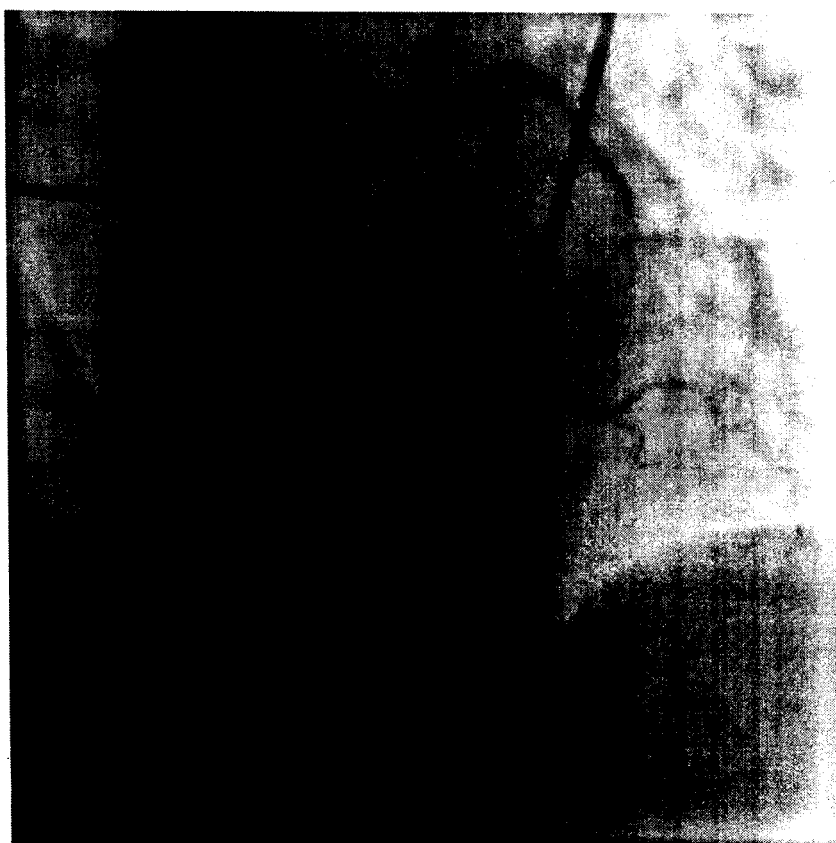


图 2b



图 3a

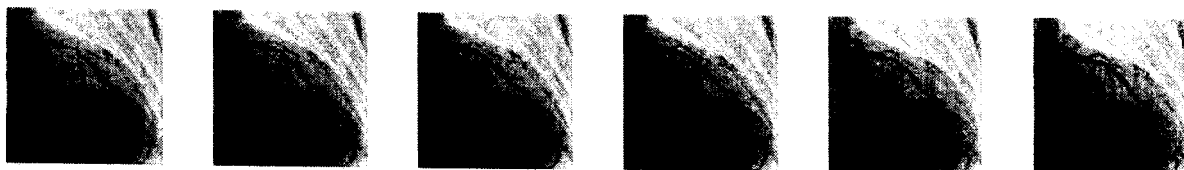


图 3b

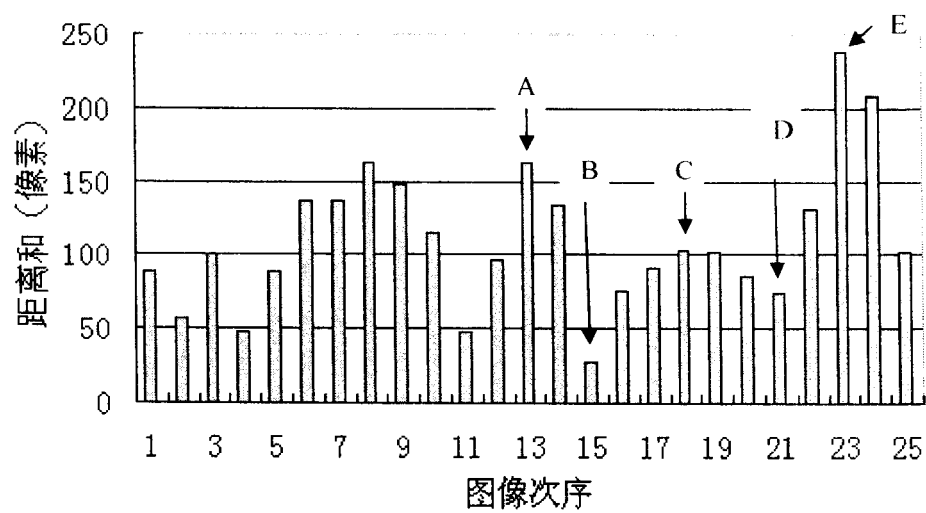


图 4a

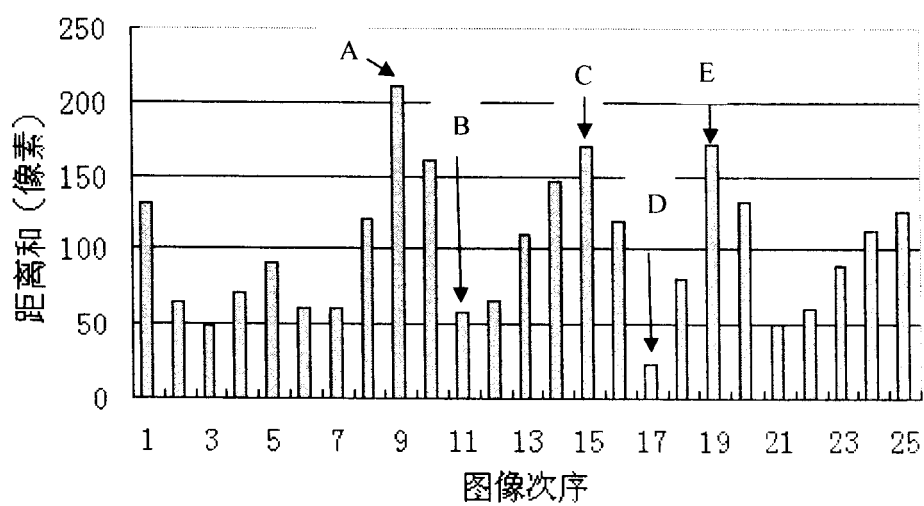


图 4b

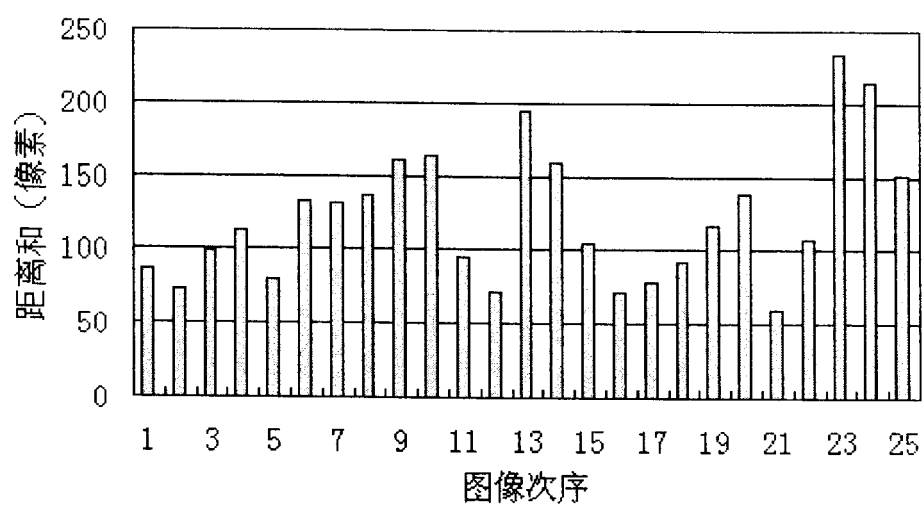


图 5a

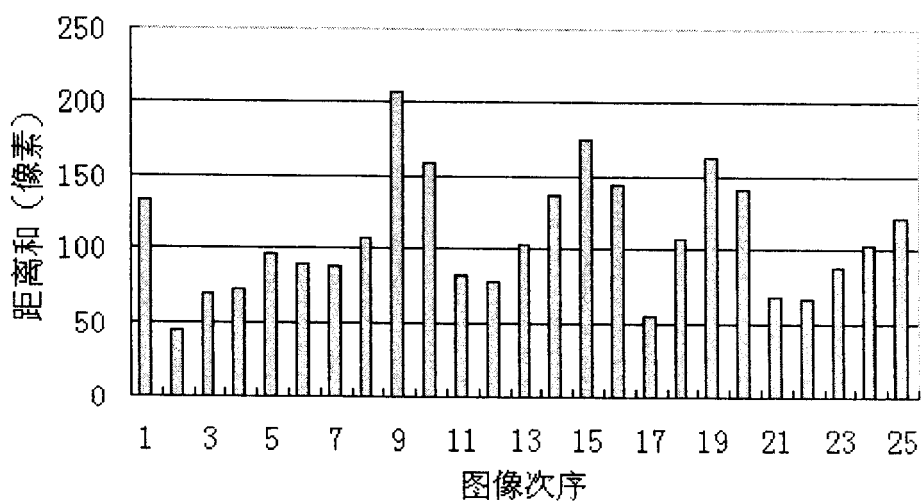


图 5b

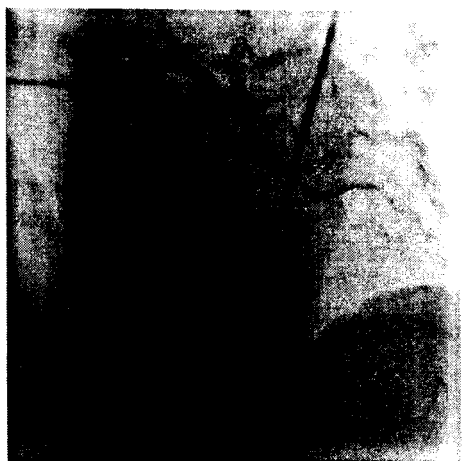


图 6a



图 6b

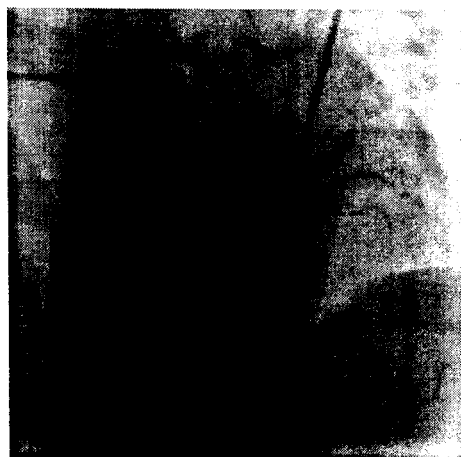


图 6c



图 6d

专利名称(译)	多视点冠脉造影序列影像的时间配准方法		
公开(公告)号	CN100438831C	公开(公告)日	2008-12-03
申请号	CN200610125571.3	申请日	2006-12-25
[标]申请(专利权)人(译)	华中科技大学		
申请(专利权)人(译)	华中科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	华中科技大学		
[标]发明人	桑农 张天序 钟胜 胡静 王国栋 张真		
发明人	桑农 张天序 钟胜 胡静 王国栋 张真		
IPC分类号	A61B6/00 A61B8/00 A61B5/00		
代理人(译)	吴涛		
审查员(译)	王锐		
其他公开文献	CN1994228A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

多视点冠脉造影序列影像的时间配准方法，属于医学成像技术领域。为解决现有心电图门控技术复杂，操作不方便的问题，本发明的主要步骤为：从不同的成像角度选取成像清晰的造影图序列；在所选的造影图序列中选择N个特征点作为计算单元，并分别记录它们的图像坐标；对于每个造影图序列，分别计算每个特征点的平均值坐标作为该特征点的平衡点坐标；计算每帧造影图中每个特征点与其平衡点之间的距离和 σ ；选取两个序列中的距离和 σ 值最大的两帧造影图，即为不同的成像角度的造影图序列中心跳扩张最大时刻的对应图像。本发明所述方法对采集的图像进行分析，能够得到相应的不同心跳周期的冠脉造影图，为血管的三维重建提供精确的控制，并减少了相应的设备的硬件设施。

