(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国 际 局

(43) 国际公布日
2016 年 7 月 7 日 (07.07.2016)

WIPO | PCT

(10) 国际公布号
WO 2016/106959 A1

(51) 国际专利分类号:
G06T 7/20 (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2015/072681

(22) 国际申请日: 2015 年 2 月 10 日 (10.02.2015)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(30) 优先权:
2014108441394 2014 年 12 月 30 日 (30.12.2014) CN

(71) 申请人: 华中科技大学 (HUAZHONG UNIVERSITY OF SCIENCE AND TECHNOLOGY) [CN/CN]; 中国湖北省武汉洪山珞喻路 1037 号, Hubei 430074 (CN)。

(72) 发明人: 张天序 (ZHANG, Tianxu); 中国湖北省武汉洪山区珞喻路 1037 号, Hubei 430074 (CN)。 黄正华 (HUANG, Zhenghua); 中国湖北省武汉洪山区珞喻路 1037 号, Hubei 430074 (CN)。 邓丽华 (DENG, Lihua); 中国湖北省武汉洪山区珞喻路 1037 号, Hubei 430074 (CN)。 张耀宗 (ZHANG, Yaozong); 中国湖北省武汉洪山珞喻路 1037 号, Hubei 430074 (CN)。 宋琼 (SONG, Qiong); 中国湖北省武汉洪山珞喻路 1037 号, Hubei 430074 (CN)。

(74) 代理人: 武汉东喻专利代理事务所（普通合伙） (WUHAN DONGYU PATENT AGENCY); 中国湖北省武汉洪山珞喻路 1037 号东一楼 340, Hubei 430074 (CN)。

(81) 指定国 (除另有指明，要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。

[见续页]

(54) Title: MULTI-PARAMETER MODEL GUIDED-METHOD FOR ITERATIVELY EXTRACTING MOVEMENT PARAMETER OF ANGIOGRAPHY IMAGE OF BLOOD VESSEL

(54) 发明名称 : 多参数模型指导的迭代提取血管造影图像运动参数的方法

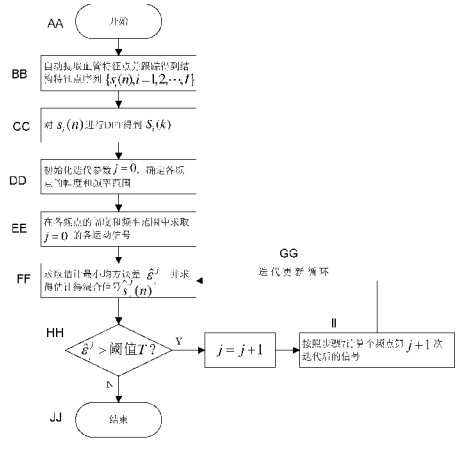


图 1 / FIG.1

AA Start
BB Automatically extract characteristic points of a blood vessel, and perform tracking to obtain a sequence $\{s_i(n), i=1,2,\cdots I\}$ of the structural characteristic points
CC Perform a DFT on the $s_i(n)$ to obtain $s_i(k)$
DD Initialize an iterative parameter j to 0, and determine an amplitude and a frequency scope of each frequency point
EE Acquire movement signals on which j is equal to 0 in the amplitude and the frequency scope of each frequency point
FF Acquire an estimated minimum mean square error , and acquire an estimated mixed signal $\hat{s}_j(n)$
GG Iterative update circulation
HH > threshold T?
II Calculate, according to step 7, a signal obtained after a $(j+1)^{th}$ iteration has been performed on each frequency point
JJ End

(57) Abstract: Disclosed is a multi-parameter model guided-method for iteratively extracting a movement parameter of an angiography image of a blood vessel. The method comprises: automatically selecting I structural characteristic points of a blood vessel from a medical image of a radiography image sequence, and separately and automatically tracking the characteristic points in the whole radiography image sequence so as to obtain a tracking sequence of each characteristic point; processing the tracking sequence of each characteristic point by using a discrete Fourier transform, so as to generate a discrete Fourier transform result $S_i(k)$; initializing an iterative parameter j to 0, acquiring an amplitude and a frequency scope of each frequency point in the discrete Fourier transform result $S_i(k)$, and performing the Fourier transform on the tracking sequence of the frequency point in the amplitude and the frequency scope of each frequency point so as to obtain a Fourier transform result; and performing an inverse Fourier transform on the obtained Fourier transform result, and acquiring an estimated minimum mean square error of the frequency point. The technical problems existing in an existing method can be solved that a translational movement cannot be automatically extracted, and movements of breathing, the heart and the like cannot be accurately separated.

(57) 摘要:

[见续页]

WO 2016/106959 A1

(84) **指定国** (除另有指明，要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:

— 包括国际检索报告(条约第 21 条(3))。

公开了一种多参数模型指导的迭代提取血管造影图像运动参数的方法，包括：从造影图序列的医学图像中自动选取 I 个血管结构特征点，并分别对这些特征点在整个造影图序列中进行自动跟踪，以得到每个特征点的跟踪序列，利用离散傅里叶变换对每个特征点的跟踪序列进行处理，以生成离散傅里叶变换结果 $S_i(k)$，初始化迭代参数 $j=0$，并获取离散傅里叶变换结果 $S_i(k)$中各频点的幅度和频率范围，在各频点的幅度和频率范围中对该频点的跟踪序列进行傅里叶变换，以得到傅里叶变换结果，将获得的傅里叶变换结果进行逆傅里叶变换，并获取该频点的估计最小均方误差。能够解决现有方法中存在的不能自动提取平移运动、以及不能准确分离呼吸和心脏等运动的技术问题。

多参数模型指导的迭代提取血管造影图像运动参数的方法

【技术领域】

本发明属于数字信号处理与医学成像的交叉领域，更具体地，涉及一种多参数模型指导的迭代提取血管造影图像运动参数的方法。

【背景技术】

在 X 射线造影系统中，由于呼吸运动的影响，冠状动脉血管在造影面上的图像会发生二维运动。在造影过程中，医生为了能够使造影序列覆盖整个冠脉系统，可能会移动导管床，会导致一个成像序列的不同帧之间整体存在二维平移。因此，冠脉造影图像一方面记录有心脏自身运动在二维平面上的投影，同时也叠加有人体的呼吸运动引起的冠状动脉在造影面上的二维运动和病人的二维平移运动。那么，要从动态二维血管造影图重建三维心血管树，则需将人体的心脏运动，呼吸运动和平移运动等分离开来。

在造影过程中病人平移将直接影响运动分离的结果，而将平移运动分离实际上是进行帧间图像配准，现有的医学图像配准分外部和内部。外部配准方法是在造影前设置一些标记，在造影过程中跟踪它们，但是这种标记法通常是具有侵入性的；内部配准方法分为标记法和分割法等，标记法是在图中选取一些解剖结构点来进行配准。然而并不是每幅图都具有这样的解剖结构点，而且也需要熟悉人体解剖结构。分割法通过分割出来的解剖结构线来配准，既适用于刚体模型也适用于形变模型，但是它只能提取出解剖结构线的运动，不能单独分离出整体的刚性平移运动。然而造影图中表观的血管运动不仅包含了病人平移，还有血管自身的生理运动和呼吸运动。

也有文献中报导了将心脏运动和呼吸运动分离的方法，其中一种方法是预先在体内的一些器官如心脏、膈肌等设置标记点，然后对它们进行跟

踪，把跟踪这些结构特征点所得到的运动曲线近似为呼吸运动。无论是直接手动跟踪造影图中的非心脏结构特征点，还是在造影同时就记录这些点的运动，都是有缺陷的。前者主要在于它的适用性很差；后者的实现需要大量实验控制，对一般的临床应用不合适。

另外一种方法是在双臂 x 射线造影条件下获得呼吸和心脏运动参数，该方法必须先重构出冠脉的三维运动序列而后分解得到呼吸和心脏运动，处理过程十分复杂。在单臂三维重建中，参与重建的两幅不同角度的造影图像呼吸运动时相不同，所以文献的方法不适用于单臂造影系统。特别地，实际临床应用中，由于造影剂对人体的毒害性，造影时间通常是很短的，我们得到的造影图像的长度有限，从而导致造影图像中的结构特征点的运动是有限长的，这种有限长的运动中包含有周期分量、非周期分量和周期不完整的分量，因此，常规的离散傅里叶变换不能分离。

在申请号为 201310750294.5 的发明申请“单臂 X 射线血管造影图像多运动参数分解估计方法”中，虽然也是使用的傅里叶频域分离，但是它不能自动的将各运动参数通过循环迭代的方法自动提取，这样得到的各运动参数不够准确，此方法的鲁棒性不高。申请号为 201310752751.4 的发明申请“一种 X 射线血管造影图像中多运动参数的分解估计方法”中采用的是经验模态分解（Empirical Mode Decomposed，简称 EMD）的方法估计各参数，同样得到的各运动参数不够准确，鲁棒性不高。

本发明提出了一种自动不断循环优化迭代从 X 射线造影序列图像中提取平移运动，呼吸运动和心脏运动等多运动参数的方法，通过在冠脉血管上选取一些特征点并在序列中进行跟踪得到它们随时间的运动曲线，然后在多运动参数模型约束下，以离散傅里叶正-反变换和估计的重建信号与原始信号在频域中各频点的局部均方误差最小为准则，通过循环迭代使原始信号与重建信号的差值信号均方最小的优化方法对这些运动分量进行优化处理，得到二维心脏、震颤、呼吸和平移等最优运动曲线。具有很好的临

床适用性。

【发明内容】

针对现有技术的以上缺陷或改进需求，本发明提供了一种多参数模型指导的迭代提取血管造影图像运动参数的方法，其目的在于，解决现有方法中存在的不能自动提取平移运动、以及不能准确分离呼吸和心脏等运动的技术问题。

为实现上述目的，按照本发明的一个方面，提供了一种多参数模型指导的迭代提取血管造影图像运动参数的方法，包括以下步骤：

（1）从造影图序列的医学图像中自动选取 I 个血管结构特征点，并分别对这些特征点在整个造影图序列中进行自动跟踪，以得到每个特征点的跟踪序列 $\{s_i(n), i=1,\cdots,I\}$，其中 n 表示医学图像在造影图序列中的帧号；

（2）利用离散傅里叶变换对步骤（1）获得的每个特征点的跟踪序列 $\{s_i(n), i=1,\cdots,I\}$ 进行处理，以生成离散傅里叶变换结果 $S_i(k)$；

（3）初始化迭代参数 $j=0$，并获取步骤（2）中获得的离散傅里叶变换结果 $S_i(k)$ 中各频点的幅度和频率范围；

（4）在各频点的幅度和频率范围中对该频点的跟踪序列进行傅里叶变换，以得到傅里叶变换结果；

（5）将步骤（4）获得的傅里叶变换结果进行逆傅里叶变换，并获取该频点的估计最小均方误差；

（6）判断估计最小均方误差是否大于预设的阈值，如果大于，则转入步骤（7），否则过程结束；

（7）利用多参数迭代优化算法对各频点的频谱进行处理，以得到第 $j+1$ 次迭代后的时域信号；

（8）通过平移模型对剩余信号进行处理，以得到第 $j+1$ 次迭代后的平移信号；

（9）将第$j+1$次迭代后的时域信号和第$_{j+1}$次迭代后的平移信号叠加后得到第$j+1$次迭代后的估计混合信号，并利用以下公式计算第$j+1$次迭代后的最小均方误差：

（10）判断第$j+1$次迭代后的最小均方误差是否大于步骤（6）中的阈值，如果大于则返回步骤（7），否则过程结束。

优选地，步骤（1）是采用以下公式：

$$s_i(n)=L(n)+r_i(n)+c_i(n)+h_i(n)+t_i(n),i\in[1,I]$$

其中，$L(n)$表示平移运动；$r_i(n)$表示第i个特征点的呼吸运动；$c_i(n)$表示第i个特征点的心脏运动；$h_i(n)$表示第i个特征点的震颤运动；$t_i(n)$表示第i个特征点的其他运动。

优选地，步骤（2）是采用以下公式：

$$S_i(k)=L(k)+R_i(k)+C_i(k)+H_i(k)$$

其中k表示频点，$L(k)$、 $C(k)$、$R(k)$和$H(k)$分别表示L(n)、$c(n)$、$r(n)$和$h(n)$的各次谐波系数。

优选地，步骤（5）中该频点的估计最小均方误差$\hat{\varepsilon}_i^j$是采用以下公式计算：

$$\hat{\varepsilon}_i^j=\min(\frac{1}{N}\sqrt{\sum_n(s_i(n)-\hat{s}_i^j(n))^2})$$

其中$\hat{s}_i^j(n)=L^j(n)+r_i^j(n)+c_i^j(n)+h_i^j(n)$。

优选地，步骤（7）包括以下子步骤：

（7-1）保持$L^j(k),R_i^j(k),H_i^j(k)$不变，采用以下公式计算其在频率范围中的频点k_{ic}附近的值$L^j(k_{ic})$、 $R_i^j(k_{ic})$、 $H_i^j(k_{ic})$：

$$X_p(k)=\sum_{n=0}^{N-1}x_p(n)\cdot e^{-j(\frac{2\pi}{N})nk},$$

然后利用公式$C_i^{j+1}(k_{ic})=C_i^0(k_{ic})-L^j(k_{ic})-R_i^j(k_{ic})-H_i^j(k_{ic})$计算得到第$j+1$次迭代的心脏信号频谱，在该频点的频率范围内求离散傅里叶变换后，利用

以下公式得到第 $j+1$ 次的最优心脏时域信号 $c_i^{j+1}(n)$；

$$\hat{e}_i^j = \min(\sum_{k=\omega-M}^{\omega+M}(S_i(k)-\hat{S}_i^j(k))^2)$$

其中，ω 为信号经离散傅里叶变换后所得频点；M 表示窗口的大小，一般设置为 3；$\hat{S}_i^j(k) == L^j(k)+R_i^j(k)+C_i^{j+1}(k)+H_i^j(k)$；

（7-2）保持 $L^j(k), R_i^j(k), C_i^{j+1}(k)$ 不变，采用以下公式计算其在频率范围中的频点 k_{ih} 附近的值 $L^j(k_{ih})$、$R_i^j(k_{ih})$、$C_i^{j+1}(k_{ih})$

$$X_p(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x_p(n)\cdot e^{-j(\frac{2\pi}{N})nk}$$

然后利用公式 $H_i^{j+1}(k_{ih}) = H_i^0(k_{ih}) - L^j(k_{ih}) - R_i^j(k_{ih}) - C_i^{j+1}(k_{ih})$ 计算得到第 $j+1$ 次迭代的高频信号频谱，在该频点的频率范围内求离散傅里叶变换后，利用以下公式得到第 $j+1$ 次的最优心脏时域信号 $h_i^{j+1}(n)$；

$$\hat{e}_i^j = \min(\sum_{k=\omega-M}^{\omega+M}(S_i(k)-\hat{S}_i^j(k))^2)$$

其中 $\hat{S}_i^j(k) == L^j(k)+R_i^j(k)+C_i^{j+1}(k)+H_i^{j+1}(k)$；

（7-3）保持 $L^j(k), H_i^{j+1}(k), C_i^{j+1}(k)$ 不变，采用以下公式计算其在频率范围中的频点 k_{ir} 附近的值 $L^j(k_{ir})$、$H_i^{j+1}(k_{ir})$、$C_i^{j+1}(k_{ir})$，

$$X_p(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x_p(n)\cdot e^{-j(\frac{2\pi}{N})nk}$$

然后利用公式 $R_i^{j+1}(k_{ir}) = R_i^0(k_{ir}) - L^j(k_{ir}) - C_i^{j+1}(k_{ir}) - H_i^{j+1}(k_{ir})$ 计算得到第 $j+1$ 次迭代的呼吸信号频谱，在该频点的频率范围内求离散傅里叶变换后，利用以下公式得到第 $j+1$ 次的最优心脏时域信号 $r_i^{j+1}(n)$；

$$\hat{e}_i^j = \min(\sum_{k=\omega-M}^{\omega+M}(S_i(k)-\hat{S}_i^j(k))^2)$$

其中 $\hat{S}_i^j(k) == L^j(k)+R_i^{j+1}(k)+C_i^{j+1}(k)+H_i^{j+1}(k)$。

优选地，步骤（9）中最小均方误差 ε_i^{j+1} 是采用以下公式计算：

$$\hat{\varepsilon}_i^{j+1} = \min(\frac{1}{N}\sqrt{\sum_n (s_i(n) - \hat{s}_i^{j+1}(n))^2})$$

按照本发明的另一方面，提供了一种多参数模型指导的迭代提取血管造影图像运动参数的系统，包括：

第一模块，用于从造影图序列的医学图像中自动选取 I 个血管结构特征点，并分别对这些特征点在整个造影图序列中进行自动跟踪，以得到每个特征点的跟踪序列 $\{s_i(n), i=1,\cdots,I\}$，其中 n 表示医学图像在造影图序列中的帧号；

第二模块，用于利用离散傅里叶变换对第一模块获得的每个特征点的跟踪序列 $\{s_i(n), i=1,\cdots,I\}$ 进行处理，以生成离散傅里叶变换结果 $S_i(k)$；

第三模块，用于初始化迭代参数 $j=0$，并获取第二模块中获得的离散傅里叶变换结果 $S_i(k)$ 中各频点的幅度和频率范围；

第四模块，用于在各频点的幅度和频率范围中对该频点的跟踪序列进行傅里叶变换，以得到傅里叶变换结果；

第五模块，用于将第四模块获得的傅里叶变换结果进行逆傅里叶变换，并获取该频点的估计最小均方误差；

第六模块，用于判断估计最小均方误差是否大于预设的阈值，如果大于，则转入第七模块，否则过程结束；

第七模块，用于利用多参数迭代优化算法对各频点的频谱进行处理，以得到第 $j+1$ 次迭代后的时域信号；

第八模块，用于通过平移模型对剩余信号进行处理，以得到第 $j+1$ 次迭代后的平移信号；

第九模块，用于将第 $j+1$ 次迭代后的时域信号和第 $j+1$ 次迭代后的平移信号叠加后得到第 $j+1$ 次迭代后的估计混合信号，并利用以下公式计算第 $j+1$ 次迭代后的最小均方误差：

第十模块，用于判断第 $j+1$ 次迭代后的最小均方误差是否大于第六模块

中的阈值，如果大于则返回第七模块，否则过程结束。

总体而言，通过本发明所构思的以上技术方案与现有技术相比，能够取得下列有益效果：

1、由于采用了步骤（2），本发明自动获取结构特征点得到运动曲线的方法克服了在心脏的表面设置标记进行跟踪获取特征点的运动。

2、采用步骤（7）的多次循环迭代寻优的方法既可以解决文献中不能自动提取平移运动的缺陷；又解决了其他周期运动（如呼吸运动、心脏运动等）不能分离的问题；

3、由于采用了步骤（7）的多次循环迭代寻优的方法解决了专利中所提取的各运动信号不准确且鲁棒性不好的问题。

【附图说明】

图 1 是本发明多参数模型指导的迭代提取血管造影图像运动参数的方法的流程图；

图 2 为获得的一个角度的原始造影图像；

图 3 为图 2 中血管骨架图像选取的特征点；

图 4（a）和（b）为图 2 的特征点 A1-A4 的 X 轴和 Y 轴的原始运动曲线；

图 5（a）和（b）为图 2 的第四个特征点的 X 轴分量频谱和第四个特征点的 Y 轴分量频谱；

图 6（a）和（b）为图 2 的各特征点分离出的 X 轴和 Y 轴的心脏运动曲线；

图 7（a）和（b）为图 2 的各特征点分离出的 X 轴和 Y 轴的呼吸运动曲线；

图 8（a）和（b）为图 2 的各特征点分离出的 X 轴和 Y 轴的高频运动曲线；

图 9（a）和（b）为图 2 的各特征点分离出的 X 轴和 Y 轴平移曲线与

手动跟踪骨骼点得到的平移曲线的对比。

图 10（a）和（b）为图 2 的各特征点分离出的 X 轴和 Y 轴分离的残余曲线。

图 11 为获得的另一个角度的原始造影图像；

图 12 为图 11 中血管骨架图像选取的特征点；

图 13（a）和（b）为图 11 的特征点 A1-A5 的 X 轴和 Y 轴的原始运动曲线；

图 14（a）和（b）为图 11 的第四个特征点的 X 轴分量频谱和第四个特征点的 Y 轴分量频谱；

图 15（a）和（b）为图 11 的各特征点分离出的 X 轴和 Y 轴的心脏运动曲线；

图 16（a）和（b）为图 11 的各特征点分离出的 X 轴和 Y 轴的呼吸运动曲线；

图 17（a）和（b）为图 11 的各特征点分离出的 X 轴和 Y 轴分离的残余曲线。

图 18（a）和（b）为图 11 的各特征点分离各个运动的剩余曲线。

具体实施方式

为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白，以下结合附图及实施例，对本发明进行进一步详细说明。应当理解，此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明，并不用于限定本发明。此外，下面所描述的本发明各个实施方式中所涉及到的技术特征只要彼此之间未构成冲突就可以相互组合。

以下首先就本发明的技术术语进行解释和说明：

最小均方误差：即估计信号与原始信号差值均方累加求和最小。本文多迭代参数模型利用离散傅里叶变换的性质，采取最小均方误差的方法不断在时域和频域迭代使得残差最小的原则求得各分离信号的最优。

为解决现有技术中存在的问题，本发明提出了结构特征点的多运动参

数模型。在冠脉血管造影图上自动选取血管结构特征点，在造影图序列中对其进行自动跟踪，得到它们随时间变化的位移曲线。通过正-反傅里叶变换，重建信号与原始信号在频域中各频点的局部均方误差最小初值估计为基础，结合平移模型，采用循环迭代使原始信号与重建信号的差值信号最小的全局优化得到最终估计的平移运动曲线、呼吸运动曲线以及心脏运动参数。该方法具有广泛的适用性和灵活性，几乎可适用于所有造影序列图(当然需满足有较清晰的血管分布和包含两个或两个以上心动周期，这点不难做到)，也包括双臂 X 射线造影图像。

如图 1 所示，本发明多参数模型指导的迭代提取血管造影图像运动参数的方法包括以下步骤：

（1）从造影图序列的医学图像中自动选取 I 个血管结构特征点（其中 I 为自然数），并分别对这些特征点在整个造影图序列中进行自动跟踪，以得到每个特征点的跟踪序列 $\{s_i(n), i=1,\cdots,I\}$，其中 n 表示医学图像在造影图序列中的帧号：

$$s_i(n) = L(n) + r_i(n) + c_i(n) + h_i(n) + t_i(n), i \in [1, I]$$

其中，$L(n)$ 表示平移运动；$r_i(n)$ 表示第 i 个特征点的呼吸运动；$c_i(n)$ 表示第 i 个特征点的心脏运动；$h_i(n)$ 表示第 i 个特征点的震颤运动；$t_i(n)$ 表示第 i 个特征点的其他运动；

（2）利用离散傅里叶变换对步骤（1）获得的每个特征点的跟踪序列 $\{s_i(n), i=1,\cdots,I\}$ 进行处理，以生成离散傅里叶变换结果 $S_i(k)$：

$$S_i(k) = L(k) + R_i(k) + C_i(k) + H_i(k)$$

其中 k 表示频点，$L(k)$、$C(k)$、$R(k)$ 和 $H(k)$ 分别表示 $L(\mathrm{n})$、$c(n)$、$r(n)$ 和 $h(n)$ 的各次谐波系数；

（3）初始化迭代参数 $j=0$，并获取步骤（2）中获得的离散傅里叶变换结果 $S_i(k)$ 中各频点的幅度和频率范围；

（4）在各频点的幅度和频率范围中对该频点的跟踪序列进行傅里叶变

换，以得到傅里叶变换结果 $L^j(k),R_i^j(k),C_i^j(k),H_i^j(k)$；

（5）将步骤（4）获得的 $L^j(k),R_i^j(k),C_i^j(k),H_i^j(k)$ 进行逆傅里叶变换，然后利用以下公式获取该频点的估计最小均方误差 $\hat{\varepsilon}_i^j$：

$$\hat{\varepsilon}_i^j = \min(\frac{1}{N}\sqrt{\sum_n (s_i(n)-\hat{s}_i^j(n))^2})$$

其中 $\hat{s}_i^j(n) = L^j(n)+r_i^j(n)+c_i^j(n)+h_i^j(n)$。

（6）判断估计最小均方误差 $\hat{\varepsilon}_i^j$ 是否大于预设的阈值（其为不大于 2 的正整数），如果大于，则转入步骤（7），否则过程结束；

（7）利用多参数迭代优化算法对各频点的频谱 $L^j(k),R_i^j(k),H_i^j(k)$ 进行处理，以得到第 $j+1$ 次迭代后的时域信号 $c_i^{j+1}(n)$、$h_i^{j+1}(n)$、$r_i^{j+1}(n)$ 等；

本步骤包括以下子步骤：

（7-1）保持 $L^j(k),R_i^j(k),H_i^j(k)$ 不变，采用以下公式计算其在频率范围中的频点 k_{ic} 附近的值 $L^j(k_{ic})$、$R_i^j(k_{ic})$、$H_i^j(k_{ic})$：

$$X_p(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x_p(n)\cdot e^{-j(\frac{2\pi}{N})nk},$$

然后利用公式 $C_i^{j+1}(k_{ic}) = C_i^0(k_{ic}) - L^j(k_{ic}) - R_i^j(k_{ic}) - H_i^j(k_{ic})$ 计算得到第 $j+1$ 次迭代的心脏信号频谱，在该频点的频率范围内求离散傅里叶变换后，利用以下公式得到第 $j+1$ 次的最优心脏时域信号 $c_i^{j+1}(n)$；

$$\hat{e}_i^j = \min(\sum_{k=\omega-M}^{\omega+M}(S_i(k)-\hat{S}_i^j(k))^2)$$

其中，ω 为信号经离散傅里叶变换后所得频点；M 表示窗口的大小，一般设置为 3；$\hat{S}_i^j(k) == L^j(k)+R_i^j(k)+C_i^{j+1}(k)+H_i^j(k)$。

（7-2）保持 $L^j(k),R_i^j(k),C_i^{j+1}(k)$ 不变，采用以下公式计算其在频率范围中的频点 k_{ih} 附近的值 $L^j(k_{ih})$、$R_i^j(k_{ih})$、$C_i^{j+1}(k_{ih})$

$$X_p(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x_p(n)\cdot e^{-j(\frac{2\pi}{N})nk}$$

然后利用公式 $H_i^{j+1}(k_{ih}) = H_i^0(k_{ih}) - L^j(k_{ih}) - R_i^j(k_{ih}) - C_i^{j+1}(k_{ih})$ 计算得到第 $j+1$ 次迭代的高频信号频谱，在该频点的频率范围内求离散傅里叶变换后，利用以下公式得到第 $j+1$ 次的最优心脏时域信号 $h_i^{j+1}(n)$；

$$\hat{e}_i^j = \min(\sum_{k=\omega-M}^{\omega+M}(S_i(k) - \hat{S}_i^j(k))^2)$$

其中 $\hat{S}_i^j(k) == L^j(k) + R_i^j(k) + C_i^{j+1}(k) + H_i^{j+1}(k)$。

（7-3）保持 $L^j(k), H_i^{j+1}(k), C_i^{j+1}(k)$ 不变，采用以下公式计算其在频率范围中的频点 k_{ir} 附近的值 $L^j(k_{ir})$、$H_i^{j+1}(k_{ir})$、$C_i^{j+1}(k_{ir})$，

$$X_p(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x_p(n) \cdot e^{-j(\frac{2\pi}{N})nk}$$

然后利用公式 $R_i^{j+1}(k_{ir}) = R_i^0(k_{ir}) - L^j(k_{ir}) - C_i^{j+1}(k_{ir}) - H_i^{j+1}(k_{ir})$ 计算得到第 $j+1$ 次迭代的呼吸信号频谱，在该频点的频率范围内求离散傅里叶变换后，利用以下公式得到第 $j+1$ 次的最优心脏时域信号 $r_i^{j+1}(n)$；

$$\hat{e}_i^j = \min(\sum_{k=\omega-M}^{\omega+M}(S_i(k) - \hat{S}_i^j(k))^2)$$

其中 $\hat{S}_i^j(k) == L^j(k) + R_i^{j+1}(k) + C_i^{j+1}(k) + H_i^{j+1}(k)$。；

（8）通过平移模型对剩余信号 $v_i^{j+1}(n) = s_i(n) - c_i^{j+1}(n) - h_i^{j+1}(n) - r_i^{j+1}(n)$ 进行处理，以得到第 $j+1$ 次迭代后的平移信号 $L^{j+1}(n)$；

（9）将 $c_i^{j+1}(n)$、$h_i^{j+1}(n)$、$r_i^{j+1}(n)$ 和 $L^{j+1}(n)$ 叠加后得到第 $j+1$ 次迭代后的估计混合信号 $\hat{s}_i^{j+1}(n)$，然后利用以下公式计算第 $j+1$ 次迭代后的最小均方误差 ε_i^{j+1}：

$$\hat{\varepsilon}_i^{j+1} = \min(\frac{1}{N}\sqrt{\sum_n (s_i(n) - \hat{s}_i^{j+1}(n))^2})$$

（10）判断第 $j+1$ 次迭代后的最小均方误差 ε_i^{j+1} 是否大于步骤（6）中的阈值，如果大于则返回步骤（7），否则过程结束。

图 2 是某病人 1 在角度(50.8°, 30.2°)下的造影图像以及自动提取该图像

序列各结构分叉特征点（图 3）的运动分量实验。其中，该病人的心脏运动周期为 10 帧，造影图序列的采样率为 12.5 帧/s。由于造影时间较短，本实验中选取在造影序列图中停留时间较长的结构特征点 A1~A4 用于实验。

图 11 是某病人 4 在角度（30.8°，15.3°）下的造影图像以及自动提取该图像序列各结构分叉特征点的运动分量实验。其中，该病人患有心率不齐疾病，利用本文算法可以提取出该病人在心脏周期范围内的两种心脏运动周期分别为 9 帧和 12 帧，造影图序列的采样率为 12.5 帧/s。

从图 4 中的图（a）和图（b）以及图 13 中的图（a）和图（b）中可以看到，特征点的原始运动曲线受呼吸运动影响较大，比较凌乱，而且不同特征点的运动幅度不同，这是因为不同特征点位于心脏的不同部位，而心脏不同部位的运动情况是不一样的。图 5 的图（a）和图（b）以及图 14 的图（a）和图（b）表示混合信号经过离散傅里叶后的频谱图，从频谱图中可以看出，各频率点呈现的峰值很明显，峰值点的多少说明了该混合信号包含的各频率信号的种类，特别地，如果在 0 频率点处呈现的峰值很大，则该混合信号一定存在平移信号。图 6 的图（a）和图（b）、图 15 的图（a）图（b）以及图 16 的图（a）和图（b）为分离后的心脏运动曲线，从图中可以看出各特征点运动曲线显示了良好的周期性。图 7 的图（a）和图（b）以及图 17 的图（a）和图（b）表示分离后的呼吸运动曲线，从图中可以看出各特征点的呼吸运动曲线不仅具有良好的周期性，而且波峰所在位置基本一致，这是因为造影时间短，各特征点短时间的相位变化非常小。波峰的大小反映了各特征点在血管表面的分布，若特征点离肺部越近，则该特征点的波峰值越大。图 8 的图（a）和图（b）为分离后的震颤信号，说明了该病人在治疗的过程中出现了比较明显的抖动，抖动的幅度随着各特征点的分布而不一样。图 9 的图（a）和图（b）分别为各特征点分离的平移曲线与手动跟踪的平移曲线的对比，可以看出两者除了因为手动跟踪引起的误差外，基本一致。图 10 的图（a）和图（b）以及图 18 的图（a）和图

（b）分别为各特征点分离各个运动的剩余曲线，其幅度都少于 2 个像素，可以看作是因为分割，骨架提取等算法误差引起的，运动分量基本完全分离。

不同于图 2 中的某病人 1 的是，图 11 中的某病人 4 没有出现震颤的高频成分，却出现了在心脏信号频率范围内的两种不同频率成分，这类信号的出现，为医生诊断病人病情提供了极大的参考价值。

总而言之，本发明方法考虑到在实际单臂 X 射线造影的条件下，并非在所有造影图中都能找到合适的特征点（像肋骨的交点等），所以采用血管结构特征点的选取和傅立叶频域滤波相以及多变量寻优结合的途径来提取多个运动分量，比单纯的用手动跟踪来得到呼吸运动或者平移运动具有更广泛的适用性和灵活性，几乎可适用于所有造影序列图，同时此方法相较于直接在心脏附近组织设置标识点再通过相关成像手段进行跟踪的方法拥有更高安全性和可操作性，这是因为在体内组织添加的标记物一般是可侵入性的，会对人体自身产生或多或少的损害，并且其标记物的添加、成像、排除、呼吸运动提取整个过程都是繁杂的，为实际操作中带来不可避免的麻烦与误差。

本领域的技术人员容易理解，以上所述仅为本发明的较佳实施例而已，并不用以限制本发明，凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等，均应包含在本发明的保护范围之内。

权 利 要 求

1、一种多参数模型指导的迭代提取血管造影图像运动参数的方法，其特征在于，包括以下步骤：

（1）从造影图序列的医学图像中自动选取I个血管结构特征点，并分别对这些特征点在整个造影图序列中进行自动跟踪，以得到每个特征点的跟踪序列$\{s_i(n), i=1,\cdots,I\}$，其中n表示医学图像在造影图序列中的帧号：

（2）利用离散傅里叶变换对步骤（1）获得的每个特征点的跟踪序列$\{s_i(n), i=1,\cdots,I\}$进行处理，以生成离散傅里叶变换结果$S_i(k)$：

（3）初始化迭代参数$j=0$，并获取步骤（2）中获得的离散傅里叶变换结果$S_i(k)$中各频点的幅度和频率范围；

（4）在各频点的幅度和频率范围中对该频点的跟踪序列进行傅里叶变换，以得到傅里叶变换结果；

（5）将步骤（4）获得的傅里叶变换结果进行逆傅里叶变换，并获取该频点的估计最小均方误差；

（6）判断估计最小均方误差是否大于预设的阈值，如果大于，则转入步骤（7），否则过程结束；

（7）利用多参数迭代优化算法对各频点的频谱进行处理，以得到第$j+1$次迭代后的时域信号；

（8）通过平移模型对剩余信号进行处理，以得到第$j+1$次迭代后的平移信号；

（9）将第$j+1$次迭代后的时域信号和第$j+1$次迭代后的平移信号叠加后得到第$j+1$次迭代后的估计混合信号，并利用以下公式计算第$j+1$次迭代后的最小均方误差：

（10）判断第$j+1$次迭代后的最小均方误差是否大于步骤（6）中的阈值，如果大于则返回步骤（7），否则过程结束。

2、根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，步骤（1）是采用以下公式：

$$s_i(n) = L(n) + r_i(n) + c_i(n) + h_i(n) + t_i(n), i \in [1, I]$$

其中，$L(n)$表示平移运动；$r_i(n)$表示第i个特征点的呼吸运动；$c_i(n)$表示第i个特征点的心脏运动；$h_i(n)$表示第i个特征点的震颤运动；$t_i(n)$表示第i个特征点的其他运动。

3、根据权利要求 2 所述的方法，其特征在于，步骤（2）是采用以下公式：

$$S_i(k) = L(k) + R_i(k) + C_i(k) + H_i(k)$$

其中k表示频点，$L(k)$、 $C(k)$、$R(k)$和$H(k)$分别表示L(n)、$c(n)$、$r(n)$和$h(n)$的各次谐波系数。

4、根据权利要求 3 所述的方法，其特征在于，步骤（5）中该频点的估计最小均方误差$\hat{\varepsilon}_i^j$是采用以下公式计算：

$$\hat{\varepsilon}_i^j = \min(\frac{1}{N}\sqrt{\sum_n (s_i(n) - \hat{s}_i^j(n))^2})$$

其中$\hat{s}_i^j(n) = L^j(n) + r_i^j(n) + c_i^j(n) + h_i^j(n)$。

5、根据权利要求 4 所述的方法，其特征在于，步骤（7）包括以下子步骤：

（7-1）保持$L^j(k), R_i^j(k), H_i^j(k)$不变，采用以下公式计算其在频率范围中的频点$k_{ic}$附近的值$L^j(k_{ic})$、 $R_i^j(k_{ic})$、 $H_i^j(k_{ic})$：

$$X_p(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x_p(n) \cdot e^{-j(\frac{2\pi}{N})nk},$$

然后利用公式$C_i^{j+1}(k_{ic}) = C_i^0(k_{ic}) - L^j(k_{ic}) - R_i^j(k_{ic}) - H_i^j(k_{ic})$计算得到第$j+1$次迭代的心脏信号频谱，在该频点的频率范围内求离散傅里叶变换后，利用以下公式得到第$j+1$次的最优心脏时域信号$c_i^{j+1}(n)$；

$$\hat{e}_i^j = \min(\sum_{k=\omega-M}^{\omega+M}(S_i(k)-\hat{S}_i^j(k))^2)$$

其中，ω 为信号经离散傅里叶变换后所得频点；M 表示窗口的大小，一般设置为 3；$\hat{S}_i^j(k) == L^j(k)+R_i^j(k)+C_i^{j+1}(k)+H_i^j(k)$；

（7-2）保持 $L^j(k), R_i^j(k), C_i^{j+1}(k)$ 不变，采用以下公式计算其在频率范围中的频点 k_{ih} 附近的值 $L^j(k_{ih})$、$R_i^j(k_{ih})$、$C_i^{j+1}(k_{ih})$

$$X_p(k)=\sum_{n=0}^{N-1}x_p(n)\cdot e^{-j(\frac{2\pi}{N})nk}$$

然后利用公式 $H_i^{j+1}(k_{ih}) = H_i^0(k_{ih}) - L^j(k_{ih}) - R_i^j(k_{ih}) - C_i^{j+1}(k_{ih})$ 计算得到第 $j+1$ 次迭代的高频信号频谱，在该频点的频率范围内求离散傅里叶变换后，利用以下公式得到第 $j+1$ 次的最优心脏时域信号 $h_i^{j+1}(n)$；

$$\hat{e}_i^j = \min(\sum_{k=\omega-M}^{\omega+M}(S_i(k)-\hat{S}_i^j(k))^2)$$

其中 $\hat{S}_i^j(k) == L^j(k)+R_i^j(k)+C_i^{j+1}(k)+H_i^{j+1}(k)$；

（7-3）保持 $L^j(k), H_i^{j+1}(k), C_i^{j+1}(k)$ 不变，采用以下公式计算其在频率范围中的频点 k_{ir} 附近的值 $L^j(k_{ir})$、$H_i^{j+1}(k_{ir})$、$C_i^{j+1}(k_{ir})$，

$$X_p(k)=\sum_{n=0}^{N-1}x_p(n)\cdot e^{-j(\frac{2\pi}{N})nk}$$

然后利用公式 $R_i^{j+1}(k_{ir}) = R_i^0(k_{ir}) - L^j(k_{ir}) - C_i^{j+1}(k_{ir}) - H_i^{j+1}(k_{ir})$ 计算得到第 $j+1$ 次迭代的呼吸信号频谱，在该频点的频率范围内求离散傅里叶变换后，利用以下公式得到第 $j+1$ 次的最优心脏时域信号 $r_i^{j+1}(n)$；

$$\hat{e}_i^j = \min(\sum_{k=\omega-M}^{\omega+M}(S_i(k)-\hat{S}_i^j(k))^2)$$

其中 $\hat{S}_i^j(k) == L^j(k)+R_i^{j+1}(k)+C_i^{j+1}(k)+H_i^{j+1}(k)$。

6、根据权利要求 5 所述的方法，其特征在于，步骤（9）中最小均方误差 ε_i^{j+1} 是采用以下公式计算：

$$\hat{\varepsilon}_i^{j+1} = \min(\frac{1}{N}\sqrt{\sum_n (s_i(n) - \hat{s}_i^{j+1}(n))^2})$$

7、一种多参数模型指导的迭代提取血管造影图像运动参数的系统，其特征在于，包括：

第一模块，用于从造影图序列的医学图像中自动选取 I 个血管结构特征点，并分别对这些特征点在整个造影图序列中进行自动跟踪，以得到每个特征点的跟踪序列 $\{s_i(n), i=1,\cdots,I\}$，其中 n 表示医学图像在造影图序列中的帧号；

第二模块，用于利用离散傅里叶变换对第一模块获得的每个特征点的跟踪序列 $\{s_i(n), i=1,\cdots,I\}$ 进行处理，以生成离散傅里叶变换结果 $S_i(k)$；

第三模块，用于初始化迭代参数 $j=0$，并获取第二模块中获得的离散傅里叶变换结果 $S_i(k)$ 中各频点的幅度和频率范围；

第四模块，用于在各频点的幅度和频率范围中对该频点的跟踪序列进行傅里叶变换，以得到傅里叶变换结果；

第五模块，用于将第四模块获得的傅里叶变换结果进行逆傅里叶变换，并获取该频点的估计最小均方误差；

第六模块，用于判断估计最小均方误差是否大于预设的阈值，如果大于，则转入第七模块，否则过程结束；

第七模块，用于利用多参数迭代优化算法对各频点的频谱进行处理，以得到第 $j+1$ 次迭代后的时域信号；

第八模块，用于通过平移模型对剩余信号进行处理，以得到第 $j+1$ 次迭代后的平移信号；

第九模块，用于将第 $j+1$ 次迭代后的时域信号和第 $j+1$ 次迭代后的平移信号叠加后得到第 $j+1$ 次迭代后的估计混合信号，并利用以下公式计算第 $j+1$ 次迭代后的最小均方误差：

第十模块，用于判断第 $j+1$ 次迭代后的最小均方误差是否大于第六模块

中的阈值，如果大于则返回第七模块，否则过程结束。

附 图

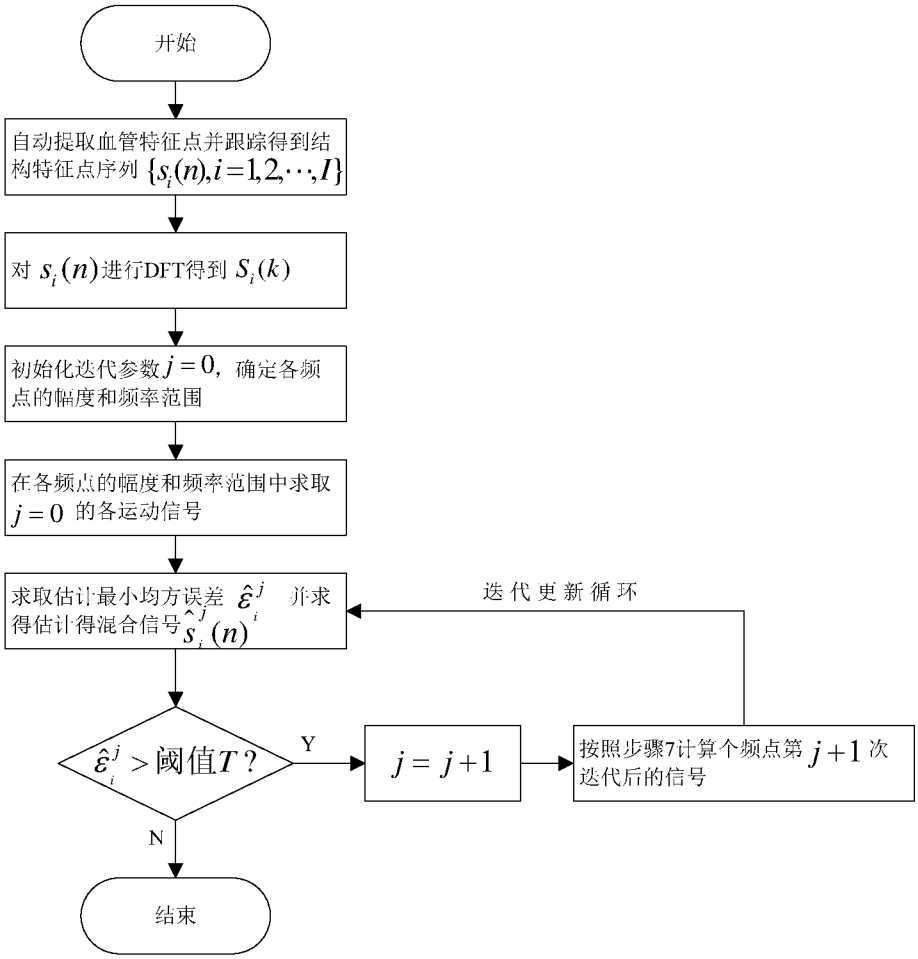

开始
自动提取血管特征点并跟踪得到结构特征点序列 $\{s_i(n), i=1,2,\cdots,I\}$
对 $s_i(n)$ 进行DFT得到 $S_i(k)$
初始化迭代参数 $j=0$，确定各频点的幅度和频率范围
在各频点的幅度和频率范围中求取 $j=0$ 的各运动信号
求取估计最小均方误差 $\hat{\varepsilon}_i^j$ 并求得估计得混合信号 $\hat{s}_i^j(n)$
迭代更新循环
$\hat{\varepsilon}_i^j >$ 阈值 T ?
Y
$j=j+1$
按照步骤7计算个频点第 $j+1$ 次迭代后的信号
N
结束

图 1

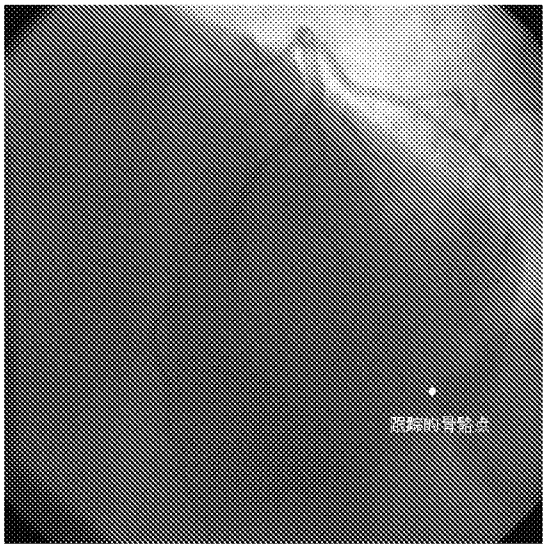


图 2

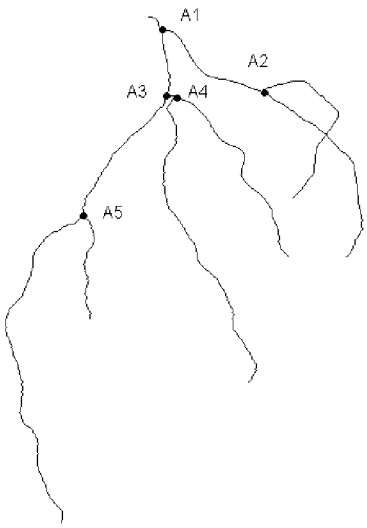
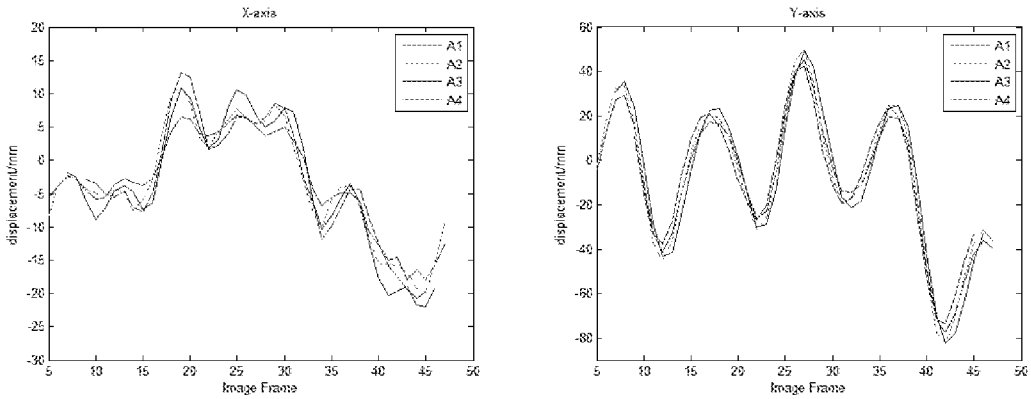
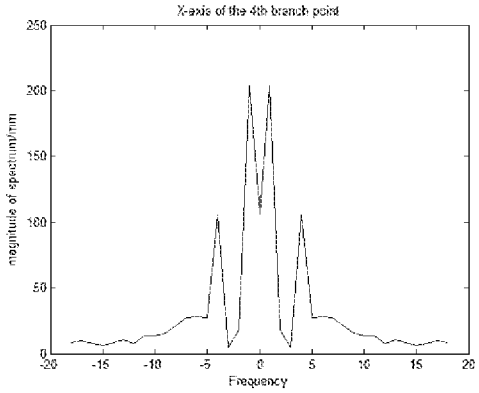

A1
A2
A3
A4
A5

图 3

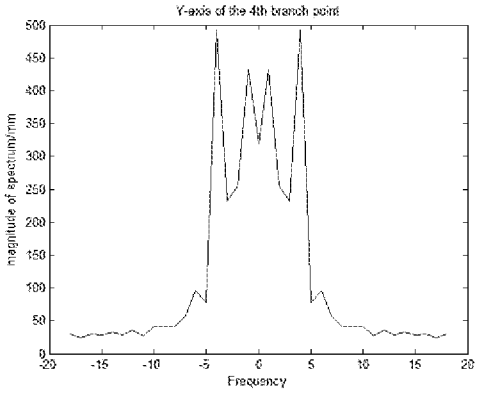

X-axis
Y-axis
A1
A2
A3
A4
displacement/mm
Image Frame

(a) (b)

图 4

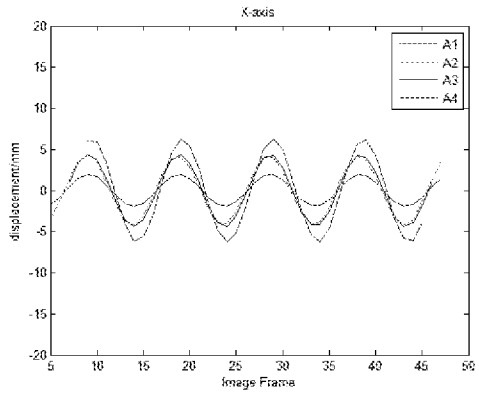


(a)

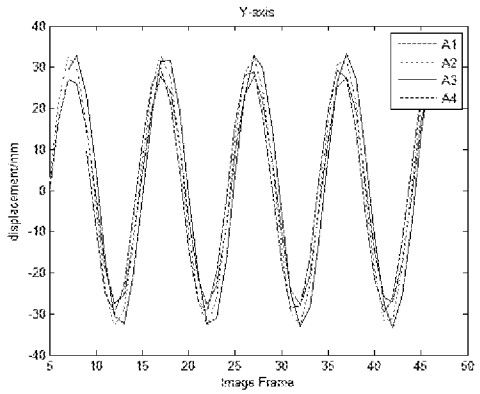


(b)

图 5

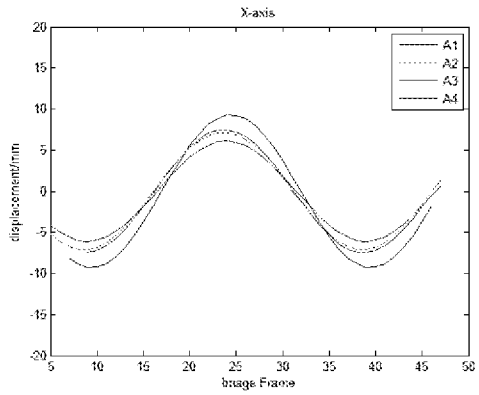


(a)

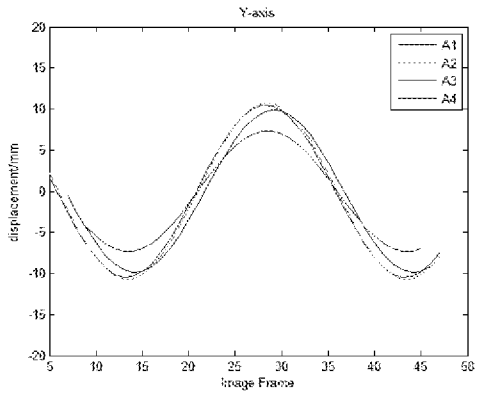


(b)

图 6

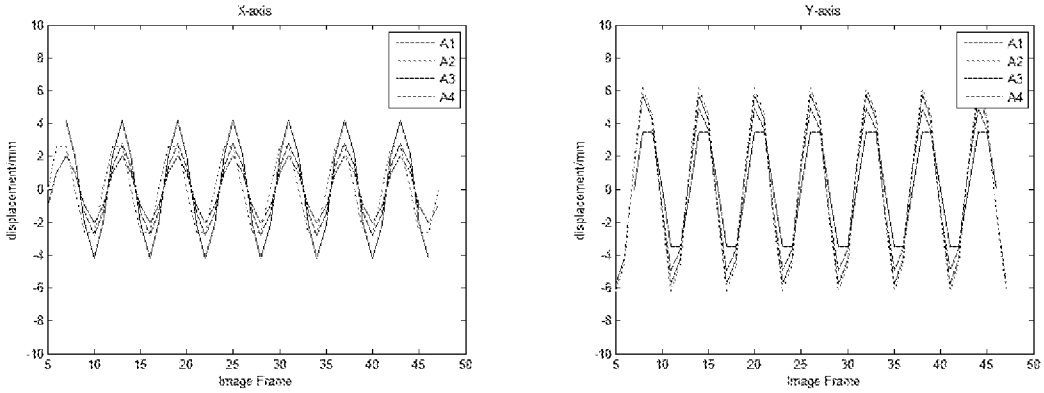


(a)



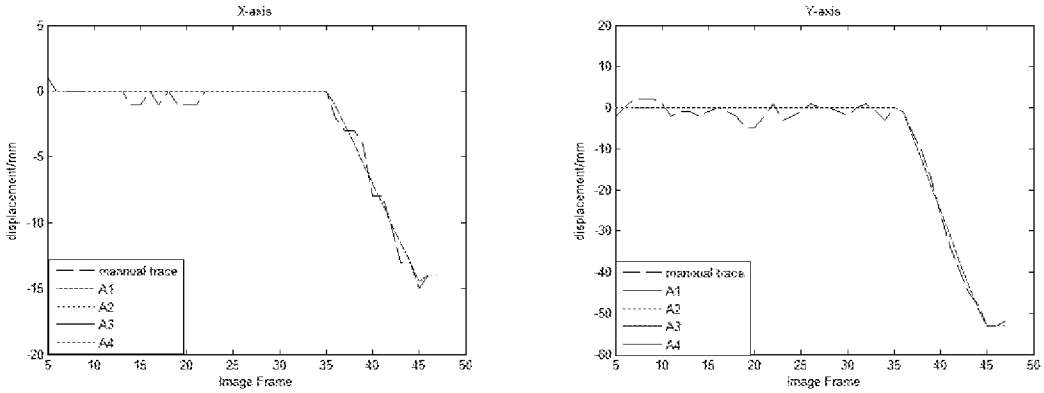
(b)

图 7



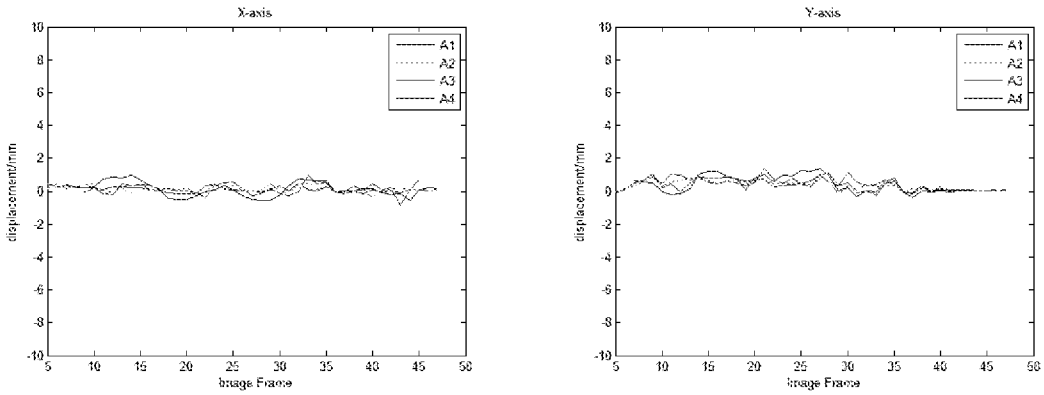
(a) (b)

图 8



(a) (b)

图 9



(a) (b)

图 10

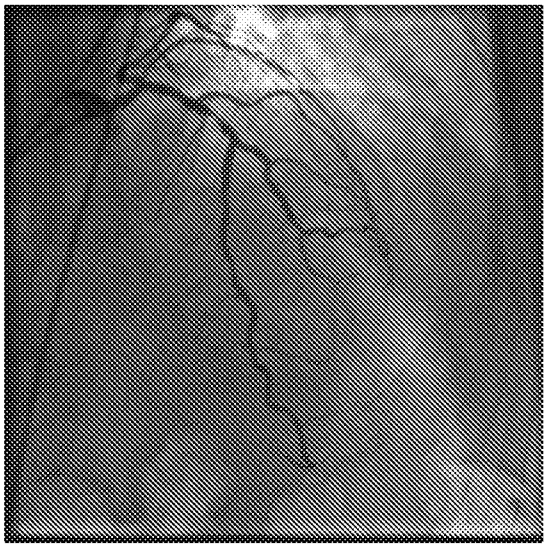


图 11

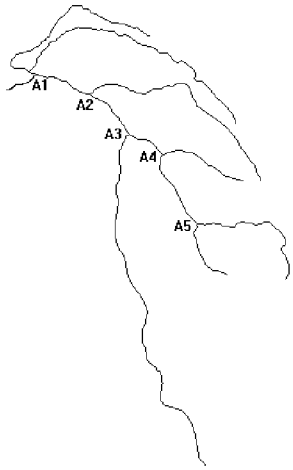
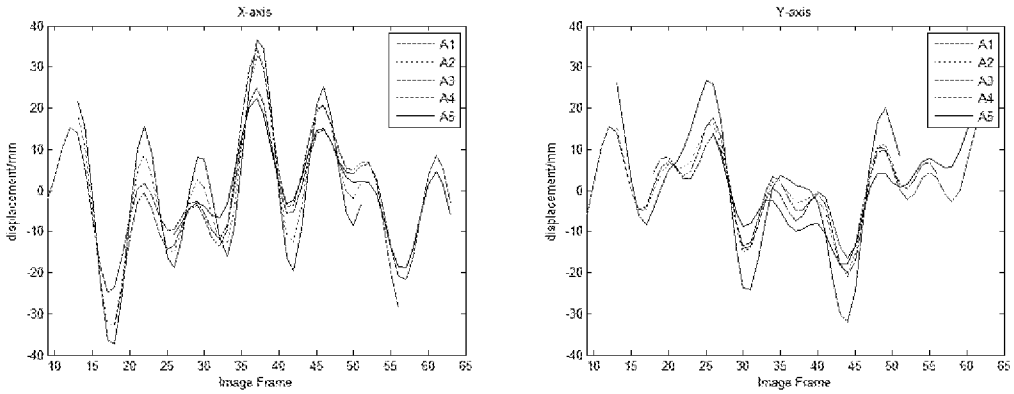
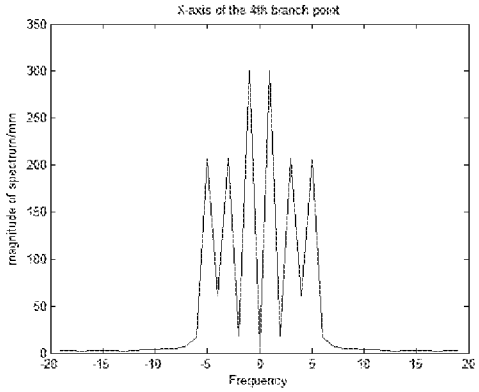


图 12

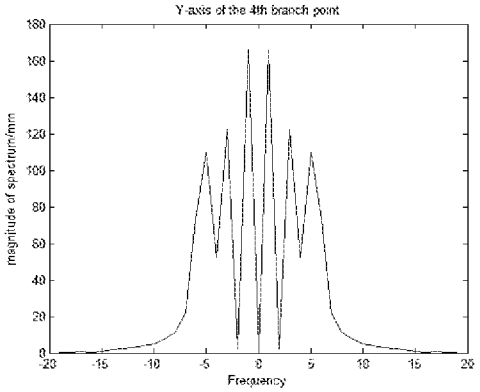


(a) (b)

图 13

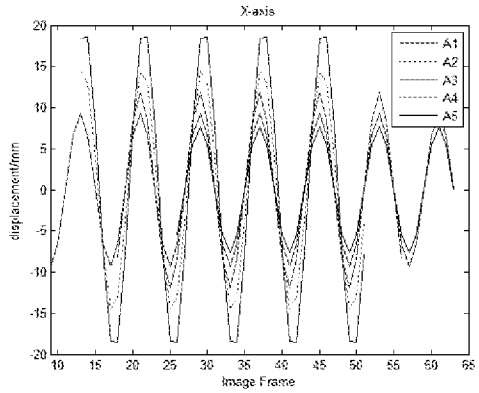


(a)

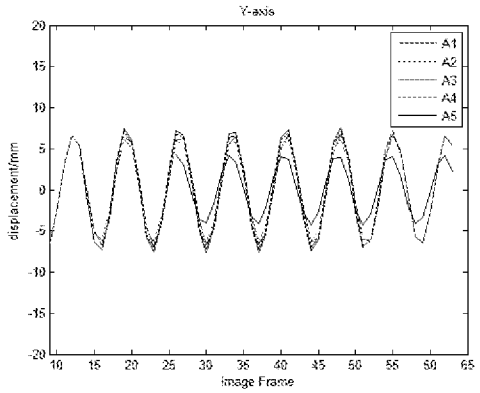


(b)

图 14

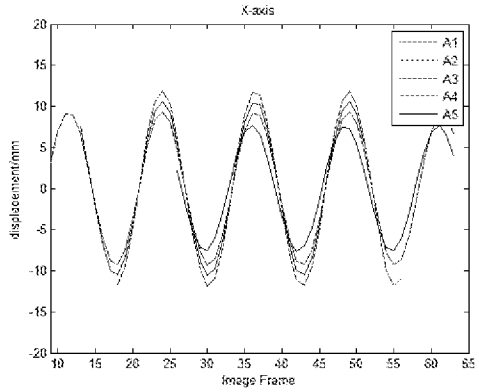


(a)

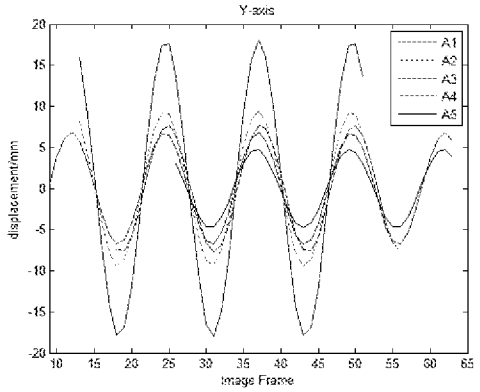


(b)

图 15

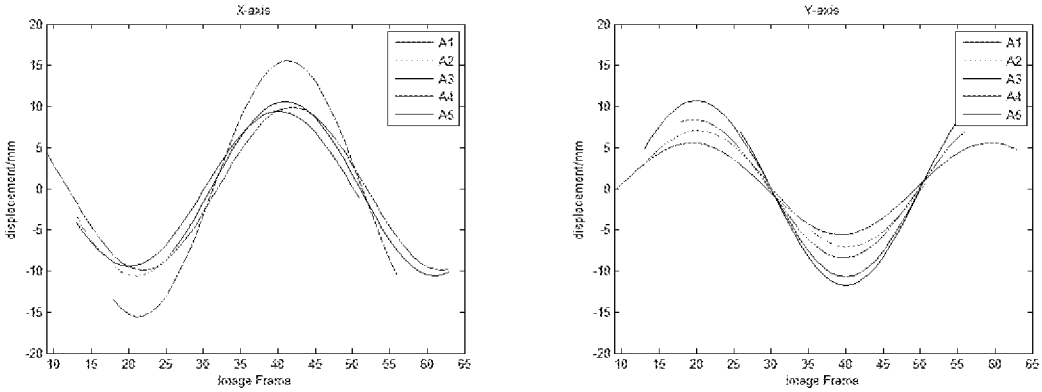


(a)



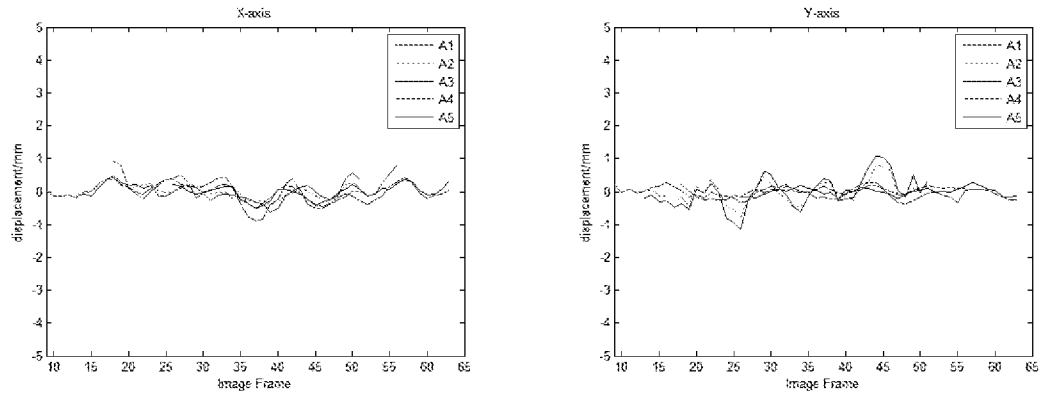
(b)

图 16


X-axis
Y-axis
A1
A2
A3
A4
A5
displacement/mm
Image Frame

(a) (b)

图 17


X-axis
Y-axis
A1
A2
A3
A4
A5
displacement/mm
Image Frame

(a) (b)

图 18

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2015/072681

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G06T 7/20 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

G06T

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNPAT, CMa, EPODOC, WPI: vessel, vein, medicin+, physic+, therapy, diagnos+, motion, parameter, feature, track, fourier, threshold, iterative, recycle, repeat, transfer, minimum mean square error restoration, radiography, optimal criterion, the least cost

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	CN 103886615 A (HUAZHONG UNIVERSITY OF SCIENCE & TECHNOLOGY) 25 June 2014 (25.06.2014) description, paragraphs [0083]-[0107]	1-7
A	CN 103810721 A (HUAZHONG UNIVERSITY OF SCIENCE & TECHNOLOGY) 21 May 2014 (21.05.2014) the whole document	1-7
A	CN 101773395 A (HUAZHONG UNIVERSITY OF SCIENCE & TECHNOLOGY) 14 July 2010 (14.07.2010) the whole document	1-7
A	CN 103747742 A (REGENTS OF THE UNIVERSITY OF MINNESOTA) 23 April 2014 (23.04.2014) the whole document	1-7
A	US 2011208678 A1 (ORACLE INTERNATIONAL CORPORATION) 25 August 2011 (25.08.2011) the whole document	1-7

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
01 April 2015	06 May 2015
Name and mailing address of the ISA State Intellectual Property Office of the P. R. China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088, China Facsimile No. (86-10) 62019451	Authorized officer FENG, Wei Telephone No. (86-10) 82245514

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2015/072681

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 103886615 A	25 June 2014	None	
CN 103810721 A	21 May 2014	None	
CN 101773395 A	14 July 2010	None	
CN 103747742 A	23 April 2014	WO 2011156624 A2	15 December 2011
		CA 2832689 A1	18 October 2012
		WO 2012142455 A2	18 October 2012
		US 2012283564 A1	08 November 2012
		EP 2579944 A2	17 April 2013
		US 2013144165 A1	06 June 2013
		KR 20130106345 A	27 September 2013
		AU 2012242639 A1	17 October 2013
		EP 2696771 A2	19 February 2014
		KR 20140027989 A	07 March 2014
US 2011208678 A1	25 August 2011	None	

国际检索报告

国际申请号
PCT/CN2015/072681

A. 主题的分类

G06T 7/20(2006.01)i

按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类

B. 检索领域

检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)

G06T

包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献

在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称，和使用的检索词（如使用）)

CNPAT,CNKI,EPODOC,WPI:血管，造影，医学，诊断，治疗，运动，参数，特征，跟踪，追踪，傅里叶，傅立叶，最小均方误差，最优准则，最小代价，阈值，门限，平移，迭代，重复，循环，vessel,vein,medicin+,physic+,therapy,diagnos+,motion,parameter,feature,track,fourier,threshold,iterative

C. 相关文件

类 型*	引用文件，必要时，指明相关段落	相关的权利要求
A	CN 103886615 A (华中科技大学) 2014年 6月 25日 (2014-06-25) 说明书第0083-0107段	1-7
A	CN 103810721 A (华中科技大学) 2014年 5月 21日 (2014-05-21) 全文	1-7
A	CN 101773395 A (华中科技大学) 2010年 7月 14日 (2010-07-14) 全文	1-7
A	CN 103747742 A (明尼苏达大学评议会) 2014年 4月 23日 (2014-04-23) 全文	1-7
A	US 2011208678 A1 (ORACLE INTERNATIONAL CORPORATION) 2011年 8月 25日 (2011-08-25) 全文	1-7

☐ 其余文件在C栏的续页中列出。

☑ 见同族专利附件。

* 引用文件的具体类型：

"A" 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件

"E" 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利

"L" 可能对优先权要求构成怀疑的文件，或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件（如具体说明的）

"O" 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件

"P" 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件

"T" 在申请日或优先权日之后公布，与申请不相抵触，但为了理解发明之理论或原理的在后文件

"X" 特别相关的文件，单独考虑该文件，认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性

"Y" 特别相关的文件，当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时，要求保护的发明不具有创造性

"&" 同族专利的文件

国际检索实际完成的日期	国际检索报告邮寄日期
2015年 4月 1日	2015年 5月 6日

ISA/CN的名称和邮寄地址	受权官员
中华人民共和国国家知识产权局(ISA/CN) 北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088 中国 传真号 (86-10)62019451	冯薇 电话号码 (86-10)010-82245514

表 PCT/ISA/210 (第2页) (2009年7月)

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2015/072681

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利			公布日 (年/月/日)
CN	103886615	A	2014年 6月 25日	无			
CN	103810721	A	2014年 5月 21日	无			
CN	101773395	A	2010年 7月 14日	无			
CN	103747742	A	2014年 4月 23日	WO	2011156624	A2	2011年 12月 15日
				CA	2832689	A1	2012年 10月 18日
				WO	2012142455	A2	2012年 10月 18日
				US	2012283564	A1	2012年 11月 8日
				EP	2579944	A2	2013年 4月 17日
				US	2013144165	A1	2013年 6月 6日
				KR	20130106345	A	2013年 9月 27日
				AU	2012242639	A1	2013年 10月 17日
				EP	2696771	A2	2014年 2月 19日
				KR	20140027989	A	2014年 3月 7日
US	2011208678	A1	2011年 8月 25日	无			