

(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
2018 年 1 月 4 日 (04.01.2018)



(10) 国际公布号
WO 2018/000652 A1

(51) 国际专利分类号:
G06T 7/00 (2017.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2016/101547

(22) 国际申请日: 2016 年 10 月 9 日 (09.10.2016)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(30) 优先权:
201610506619.9 2016年6月30日 (30.06.2016) CN

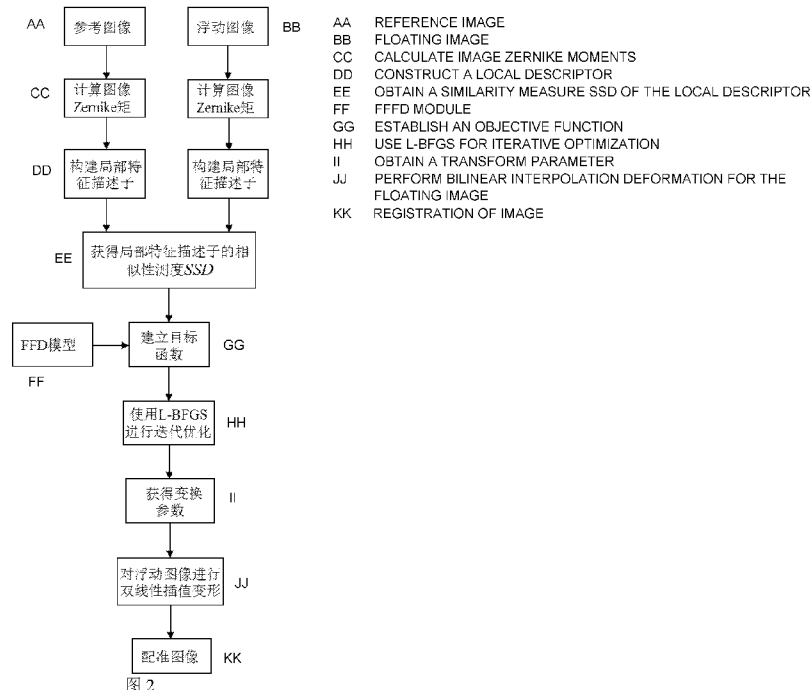
(71) 申请人: 华中科技大学(HUAZHONG UNIVERSITY OF SCIENCE AND TECHNOLOGY) [CN/CN]; 中国湖北省武汉市洪山区珞喻路 1037 号, Hubei 430074 (CN)。

(72) 发明人: 张旭明(ZHANG, Xuming); 中国湖北省武汉市洪山区珞喻路 1037 号, Hubei 430074 (CN)。朱飞(ZHU, Fei); 中国湖北省武汉市洪山区珞喻路 1037 号, Hubei 430074 (CN)。张经科(ZHANG, Jingke); 中国湖北省武汉市洪山区珞喻路 1037 号, Hubei 430074 (CN)。任金霞(REN, Jinxia); 中国湖北省武汉市洪山区珞喻路 1037 号, Hubei 430074 (CN)。赵峰(ZHAO, Feng); 中国湖北省武汉市洪山区珞喻路 1037 号, Hubei 430074 (CN)。李冠宇(LI, Guanyu); 中国湖北省武汉市洪山区珞喻路 1037 号, Hubei 430074 (CN)。丁明跃(DING, Mingyue); 中国湖北省武汉市洪山区珞喻路 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

(54) Title: NON-RIGID MULTIMODALITY MEDICAL IMAGE REGISTRATION METHOD AND SYSTEM

(54) 发明名称: 一种非刚性多模医学图像的配准方法及系统



(57) Abstract: Disclosed in the present invention are a registration method and a system for a non-rigid multimodality medical image. The registration method comprises the following steps: obtaining a local descriptor of a reference image according to Zernike moments of order 0 and repetition 0, Zernike moments of order 1 and repetition 1 of the reference image; obtaining a local descriptor of a floating image according to Zernike moments of order 0 and repetition 0, Zernike moments of order 1 and repetition 1 of the floating image; and finally obtaining a registration image on the basis of the local descriptors of the reference image and the floating image. In the

国湖北省武汉市洪山区珞喻路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, DJ, 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, KW, 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。

(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))。

invention, by using self-similarity of the multimodality medical image and adopting the local descriptor based on the Zernike moment, the registration problem of the non-rigid multimodality medical image is thus converted into a registration problem of a single modality medical image, thereby greatly improving accuracy and robustness of the non-rigid multimodality medical image registration.

(57) 摘要: 本发明公开了一种非刚性多模医学图像的配准方法及系统。该配准方法包括: 根据参考图像0阶0重Zernike矩以及1阶1重Zernike矩, 获得参考图像的局部特征描述子; 根据浮动图像的0阶0重Zernike矩以及1阶1重Zernike矩, 获得浮动图像的局部特征描述子; 最后根据所述参考图像以及浮动图像的局部特征描述子, 获得配准图像。本发明利用多模医学图像的自相似性, 采用基于Zernike矩的局部特征描述子, 从而将非刚性多模医学图像的配准问题转化为单模医学图像配准问题, 大大提高了非刚性多模医学图像配准的精度与鲁棒性。

一种非刚性多模医学图像的配准方法及系统

【技术领域】

本发明属于图像处理与分析中的图像配准领域，更具体地，涉及一种非刚性多模医学图像的配准方法及系统。

【背景技术】

医学影像技术是现代医学中的重要组成部分，对疾病的诊断和治疗有着革命性的意义。现有的成像技术虽然发展迅速，但由于其成像原理的限制，往往只能提供单一且有限的信息，比如超声、CT 和 MRI 可以提供器官的解剖信息，但是不能提供他们的功能信息；PET 可以较好的提供代谢信息，但不能清晰的提供器官的形态信息。为此，医生往往需要融合不同模态图像的信息来提高医学影像诊断的准确性。而要进行多模图像融合，多模图像配准必不可少。

图像配准的目标是寻找参考图像和浮动图像之间的对应关系，大体上图像配准包含三个主要部分：形变模型、相似性度量和优化方法。而非刚性多模医学图像配准由于灰度的扭曲、病人的呼吸和体位的移动等因素的影响，一直是图像配准领域的一个难题。

目前解决非刚性多模图像配准问题的方法大体上被分为两类：第一类是基于互信息测度的配准方法，然而这类方法通常都没有考虑图像的局部特征结构，计算耗时，而且容易陷入局部极值导致配准结果不准确。第二类方法通过图像结构表征方法将多模图像配准简化为单模图像配准，如通过熵图、韦伯局部特征描述子（Weber Local Descriptor, WLD）及基于模态独立邻域描述子（Modality Independent Neighborhood Descriptor, MIND）等特征对图像结构进行表征，然后利用表征结果的差值平方和（Sum of Squared Difference, SSD）作为配准测度来实现图像配准。其中，基于熵图的方法是

通过估计图像块的灰度概率密度函数计算得到每个图像块的熵值，由此获得整幅图像的熵图，而基于 WLD 的方法则是利用图像的拉普拉斯运算来描述其局部结构特征。这两种方法能有效克服多模图像间灰度差异的不利影响，但是基于熵图和 WLD 的特征都对图像中的噪声敏感，因而在图像中存在噪声的情况下，难以产生精确的配准结果。基于 MIND 的配准方法通过图像块间的欧式距离来评价图像自相似性，利用不同图像块间的相似性之和来刻画图像局部结构特征，但该方法在评价图像自相似性时仅考虑了图像块之间的平移不变性，忽略了图像块间可能存在的旋转特性，因此在图像块间存在旋转的情况下，该方法难以提供精确的配准结果。

【发明内容】

针对现有技术的上述缺陷或改进需求，本发明提供了一种基于图像自相似性的非刚性多模医学图像精确配准方法及系统，从而通过图像的自相似性，采用 Zernike 矩来构建图像描述特征，从而实现非刚性多模医学图像的配准。

为实现上述目的，按照本发明的一方面，提供了一种非刚性多模医学图像的配准方法，包括：

根据参考图像以及浮动图像的 0 阶 0 重 Zernike 矩以及 1 阶 1 重 Zernike 矩，分别获得参考图像以及浮动图像的局部特征描述子，并获得配准图像。优选地，所述配准方法具体包括以下步骤：

步骤 1 根据参考图像 $I^A(i)$ 中像素点 i 的 0 阶 0 重 Zernike 矩 $Z_{00}^A(i)$ 以及 1 阶 1 重 Zernike 矩 $Z_{11}^A(i)$ ，获得参考图像的局部特征描述子 $ZMLD^A(i)$ ；其中， i 为 $1 \sim M$ 的整数， M 为参考图像以及浮动图像的尺寸；

步骤 2 根据浮动图像 $I^B(i)$ 中相同位置的像素点 i 的 0 阶 0 重 Zernike 矩 $Z_{00}^B(i)$ 以及 1 阶 1 重 Zernike 矩 $Z_{11}^B(i)$ ，获得浮动图像的局部特征描述子 $ZMLD^B(i)$ ；

步骤 3 根据参考图像和浮动图像的局部特征描述子 $ZMLD^A(i)$ 以及

$ZMLD^B(i)$, 建立目标函数 $g(T)$; 根据目标函数, 获得变换参数, 根据变换参数变换所述浮动图像, 并对变换后的浮动图像进行插值处理, 获得所述配准图像。

作为进一步优选地, 所述步骤 2 包括以下子步骤:

步骤 2-1 在参考图像中, 获得像素点 i 与以其为中心的图像块内的其余像素点对应 0 阶 0 重 Zernike 矩的相似距离 $D^A_{00}(i)$, 以及对应 1 阶 1 重 Zernike 矩的相似距离 $D^A_{11}(i)$; 同时, 在浮动图像中, 获得像素点 i 与以其为中心的图像块内的其余像素点对应 0 阶 0 重 Zernike 矩的相似距离 $D^B_{00}(i)$, 以及对应 1 阶 1 重 Zernike 矩的相似距离 $D^B_{11}(i)$;

步骤 2-2 获得参考图像的局部特征描述子 $ZMLD^A(i)$ 以及浮动图像的局部特征描述子 $ZMLD^B(i)$;

$$ZMLD^A(i) = \exp\left(-\frac{D^A_{00}(i)}{h^A_{00}(i)} - \frac{D^A_{11}(i)}{h^A_{11}(i)}\right), \quad ZMLD^B(i) = \exp\left(-\frac{D^B_{00}(i)}{h^B_{00}(i)} - \frac{D^B_{11}(i)}{h^B_{11}(i)}\right),$$

其中, $h^A_{00}(i)$ 、 $h^A_{11}(i)$ 、 $h^B_{00}(i)$ 以及 $h^B_{11}(i)$ 为衰减系数。

作为更进一步优选地, 所述步骤 2-1 中图像块的边长为 3, 在所述步骤 2-2 中, $h^A_{00}(i) = \{\sigma^A_{00}(i) + c_1 \cdot 1.4826 \text{MED}[\sigma^A_{00}(i) - \text{MED}(|\sigma^A_{00}(i)|)]\}^2$,

$$\sigma^A_{00}(i) = c_2 \frac{|8|Z^A_{00}(i)| - \sum |Z^A_{00}(j)|}{\sqrt{72}},$$

$$h^A_{11}(i) = \{\sigma^A_{11}(i) + c_1 \cdot 1.4826 \text{MED}[\sigma^A_{11}(i) - \text{MED}(|\sigma^A_{11}(i)|)]\}^2,$$

$$\sigma^A_{11}(i) = c_2 \frac{|8|Z^A_{11}(i)| - \sum |Z^A_{11}(j)|}{\sqrt{72}},$$

$$h^B_{00}(i) = \{\sigma^B_{00}(i) + c_1 \cdot 1.4826 \text{MED}[\sigma^B_{00}(i) - \text{MED}(|\sigma^B_{00}(i)|)]\}^2,$$

$$\sigma^B_{00}(i) = c_2 \frac{|8|Z^B_{00}(i)| - \sum |Z^B_{00}(j)|}{\sqrt{72}},$$

$$h^B_{11}(i) = \{\sigma^B_{11}(i) + c_1 \cdot 1.4826 \text{MED}[\sigma^B_{11}(i) - \text{MED}(|\sigma^B_{11}(i)|)]\}^2,$$

$$\sigma_{11}^B(i) = c_2 \frac{|8|Z_{11}^B(i)| - \sum |Z_{11}^B(j)|}{\sqrt{72}},$$

其中，MED(•)为中值运算符， c_1 和 c_2 为0.5~1的常数， j 为以像素点 i 为中心的图像块的任一像素点。

作为进一步优选地，所述步骤3具体包括以下子步骤：

步骤3-1 建立目标函数 $g(T_\tau) = SSD + \alpha R(T_\tau)$ ；其中， SSD 表示局部特征描述子 $ZMLD^A(i)$ 以及 $ZMLD^B(i)$ 的相似性测度， α 为常数， $0 < \alpha < 1$ ， $R(T_\tau)$ 表示正则化项，迭代次数 $\tau = 1$ ；对所述目标函数 $g(T_\tau)$ 迭代求解，获得变换参数 T_τ ；

步骤3-2 根据变换参数 T_τ 变换所述浮动图像的局部特征描述子 $ZMLD^B(i)$ ，对变换后的局部特征描述子进行插值处理，并以插值处理后的局部特征描述子更新原局部特征描述子 $ZMLD^B(i)$ ， $\tau = \tau + 1$ ；对所述目标函数 $g(T_\tau)$ 迭代求解，获得变换参数 T_τ ；

步骤3-3 如果迭代次数 τ 大于等于迭代次数阈值 ξ ，且 $g(T_\tau) \geq g(T_{\tau-1})$ ，则根据变换参数 T_τ 变换所述浮动图像，并对变换后的浮动图像进行插值处理，获得所述配准图像；否则返回步骤3-2。

作为更进一步优选地，所述迭代求解的方法为限域拟牛顿法或梯度下降法，所述变换采用的模型为基于B样条的自由形变模型，所述插值处理的方法为双线性插值法或B样条插值法。

作为更进一步优选地，所述步骤3-1中的局部特征描述子 $ZMLD^A(i)$ 以及 $ZMLD^B(i)$ 的相似性测度 SSD 的计算公式为：

$$SSD = \frac{\sum_{i=1}^M [ZMLD^A(i) - ZMLD^B(i)]^2}{M}。$$

作为更进一步优选地，所述变换参数 T 为三阶B样条函数。

作为更进一步优选地，所述迭代次数阈值 $50 \geq \xi \geq 20$ 。

按照本发明的另一方面，还提供了一种非刚性多模医学图像的配准系统，所述配准系统包括第一Zernike矩模块、第一描述子模块、第二

Zernike 矩模块、第二描述子模块以及配准模块；

所述第一 Zernike 矩模块用于获得参考图像的 0 阶 0 重 Zernike 矩以及 1 阶 1 重 Zernike 矩并输出至第一描述子模块，所述第一描述子模块用于获得参考图像的局部特征描述子并输出至配准模块；所述第二 Zernike 矩模块用于获得浮动图像的 0 阶 0 重 Zernike 矩以及 1 阶 1 重 Zernike 矩并输出至第二描述子模块，所述第二描述子模块用于获得浮动图像的局部特征描述子并输出至配准模块；所述配准模块用于获得配准图像。

优选地，所述配准模块包括求解单元以及判定单元，所述求解单元用于根据参考图像和浮动图像的局部特征描述子，构建目标函数，获得变换参数并输出，所述判定单元用于判断所述目标函数是否符合迭代停止标准，否则根据变换参数变换所述浮动图像的局部特征描述子，对变换后的局部特征描述子进行插值处理，并以插值处理后的浮动图像的局部特征描述子更新原浮动图像的局部特征描述子；是则根据变换参数变换所述浮动图像，对浮动图像进行插值处理，获得所述配准图像。

本发明提出的上述技术方案与现有技术相比，由于通过 0 阶 0 重 Zernike 矩以及 1 阶 1 重 Zernike 矩分别提取图像的灰度信息和边缘特征信息，由此构建局部特征描述子 *ZMLD*，可在克服图像存在噪声以及图像特征间存在旋转的情况下，有效表征复杂医学图像的局部结构信息，为多模图像相似性的准确评价提供了有效依据。

【附图说明】

图 1 为本发明非刚性多模医学图像的配准系统的结构示意图；

图 2 为实施例 1 非刚性多模医学图像的配准方法的流程图；

图 3a 为本发明实施例 1 以及对比例 2-4 所用的参考图像 T2；

图 3b 为本发明实施例 1 以及对比例 2-4 所用的浮动图像 T1；

图 3c 为本发明实施例 1 以及对比例 2-4 所用的浮动图像 Gad；

图 3d 为本发明实施例 1 方法获得的配准图像 T1-T2；

图 3e 为本发明对比例 4 方法获得的配准图像 T1-T2;
图 3f 为本发明对比例 3 方法获得的配准图像 T1-T2;
图 3g 为本发明对比例 2 方法获得的配准图像 T1-T2;
图 3h 为本发明实施例 1 方法获得的配准图像 Gad-T2;
图 3i 为本发明对比例 4 方法获得的配准图像 Gad-T2;
图 3j 为本发明对比例 3 方法获得的配准图像 Gad-T2;
图 3k 为本发明对比例 2 方法获得的配准图像 Gad-T2;
图 4a 为本发明实施例 1 以及对比例 2-4 所用的参考图像 T1 加权 MR;
图 4b 为本发明实施例 1 以及对比例 2-4 所用的浮动图像 CT;
图 4c 为本发明实施例 1 方法获得的配准图像;
图 4d 为本发明对比例 4 方法获得的配准图像;
图 4e 为本发明对比例 3 方法获得的配准图像;
图 4f 为本发明对比例 2 方法获得的配准图像。

【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。

本发明提供了一种非刚性多模医学图像的配准系统，包括第一 Zernike 矩模块、第一描述子模块、第二 Zernike 矩模块、第二描述子模块以及配准模块，如图 1 所示，其中，配准模块又包括求解单元以及判定单元；

所述第一 Zernike 矩模块的输出端连接第一描述子模块的输入端，所述第一描述子模块的输出端连接所述求解单元的第一输入端，所述第二 Zernike 矩模块的输出端连接第二描述子模块的输入端，所述第二描述子模块的输出端连接所述求解单元的第二输入端；所述求解单元的输出端连接

所述判定单元的输入端，所述判定单元的输出端连接所述第二 Zernike 矩模块的输入端；

所述第一 Zernike 矩模块用于获得参考图像 $I^A(i)$ 的 0 阶 0 重 Zernike 矩 $Z_{00}^A(i)$ 以及 1 阶 1 重 Zernike 矩 $Z_{11}^A(i)$ 并输出，所述第一描述子模块用于获得参考图像的局部特征描述子 $ZMLD^A(i)$ 并输出；所述第二 Zernike 矩模块用于获得浮动图像 $I^B(i)$ 的 0 阶 0 重 Zernike 矩 $Z_{00}^B(i)$ 以及 1 阶 1 重 Zernike 矩 $Z_{11}^B(i)$ 并输出，所述第二描述子模块用于获得浮动图像的局部特征描述子 $ZMLD^B(i)$ 并输出，所述求解单元用于根据参考图像和浮动图像的局部特征描述子，构建目标函数 $g(T_\tau)$ 并获得变换参数 T_τ ，所述判定单元用于判断所述目标函数是否符合迭代停止标准，否则根据变换参数变换所述浮动图像的局部特征描述子，对变换后的局部特征描述子进行插值处理，并以插值处理后的浮动图像的局部特征描述子更新原浮动图像的局部特征描述子；是则根据变换参数变换所述浮动图像，对浮动图像进行插值处理，获得所述配准图像。

具体地，该配准系统进行非刚性多模医学图像的配准包括以下步骤：

步骤 1 根据参考图像 $I^A(i)$ 中像素点 i 的 0 阶 0 重 Zernike 矩 $Z_{00}^A(i)$ 以及 1 阶 1 重 Zernike 矩 $Z_{11}^A(i)$ ，获得参考图像的局部特征描述子 $ZMLD^A(i)$ ；其中， i 为 $1 \sim M$ 的整数， M 为参考图像以及浮动图像的尺寸，即当图像的长为 X ，宽为 Y 时， $M=X \times Y$ ；

步骤 1-1 Zernike 矩的计算公式如下：

$$Z_{nm} = \frac{n+1}{\lambda_N} \sum_{x=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{N-1} R_{nm}(\rho_{xy}) e^{-jm\theta_{xy}} f(x, y) \dots (1),$$

$$R_{nm}(\rho) = \sum_{s=0}^{(n-|m|)/2} (-1)^s \frac{(n-s)!}{s! \left(\left((n+|m|)/2 \right) - s \right)! \left(\left((n-|m|)/2 \right) - s \right)!} \rho^{n-2s} \dots (2),$$

$$\rho_{xy} = \frac{\sqrt{(2x-N+1)^2 + (2y-N+1)^2}}{N}, \quad \theta_{xy} = \tan^{-1} \left(\frac{N-1-2y}{2x-N+1} \right)$$

其中, N 表示以像素点 i 为中心的第一图像块的边长, 通常为 3~11 的奇数, 在应用中, 可综合考虑图像的复杂程度、计算效率和配准精度来选择; 当图像的复杂程度较高、配准精度要求不大或者需要较高的计算效率时, 可取 3、5 等较小值, 反之可取较大值; $f(x,y)$ 表示以像素点 i 为原点的第一图像块的图像函数, θ 和 ρ 分别代表像素点在图像函数 $f(x,y)$ 中的极角和极轴, 当像素点 i 位于参考图像以及配准图像的边缘处时, 第一图像块中超出原参考图像以及浮动图像的位置范围的图像函数值则以与其相邻的像素点的图像函数值进行填充; x 、 y 分别表示图像函数 $f(x,y)$ 中任意一像素点在第一图像块中与第一图像块的中心点 i 的相对坐标; $j = \sqrt{-1}$ 。 λ_N 为归一化系数, $\lambda_N = N^2$; m 表示 Zernike 矩的重数, n 表示 Zernike 矩的阶数, $s = 0 - (n - |m|)/2$, 在本发明中, 由于 $n = m = 1$ 或 $n = m = 0$, 因此 $s = 0$, $R_{00}(\rho) = 1$, $R_{11}(\rho) = \rho$;

则当 $n = m = 0$ 时, 则获得了图像的 0 阶 0 重 Zernike 矩, 当 $n = m = 1$ 时, 则获得了图像的 1 阶 1 重 Zernike 矩; 因此, 由以上公式可以获得参考图像的 0 阶 0 重 Zernike 矩 $Z^A_{00}(i)$ 以及 1 阶 1 重 Zernike 矩 $Z^A_{11}(i)$, 同时, 获得浮动图像 $I^B(i)$ 中相同位置的像素点 i 的 0 阶 0 重 Zernike 矩 $Z^B_{00}(i)$ 以及 1 阶 1 重 Zernike 矩 $Z^B_{11}(i)$;

步骤 1-2 在参考图像中, 获得像素点 i 与以其为中心的第二图像块的其余像素点的相似距离 $D^A_{00}(i)$ 和 $D^A_{11}(i)$, 其计算公式如下:

$$D_{nm}(i) = \frac{1}{(|r|)^2 - 1} \sum_{j \in r} (|Z_{nm}(i)| - |Z_{nm}(j)|)^2$$
; 其中, $|r|$ 表示第二图像块的边长, 通常为大于等于 3 的奇数, j 为第二图像块中不为像素点 i 的任意一像素点, $|Z_{nm}(i)|$ 和 $|Z_{nm}(j)|$ 是分别为像素点 i 和像素点 j 的 n 阶 m 重 Zernike 矩的模, 当像素点 i 位于参考图像的边缘处时, 第二图像块中超出参考图像位置范围的 Zernike 矩的模则以与其相邻的像素点的 Zernike 矩的模进行填充; 由此, 可获得 $D^A_{00}(i)$ 、 $D^A_{11}(i)$ 、 $D^B_{00}(i)$ 以及 $D^B_{11}(i)$;

步骤 1-3 获得局部特征描述子 ZMLD，公式如下：

$$ZMLD(i) = \exp\left(-\frac{D_{00}(i)}{h_{00}(i)} - \frac{D_{11}(i)}{h_{11}(i)}\right)$$

其中， $h_{00}(i, r)$ 和 $h_{11}(i, r)$ 为衰减系数，其计算公式如下：

$$h_{nm}(i) = [\sigma_{nm}^l(i) + \sigma_{nm}^g(i)]^2, n = m = 0 \text{ or } n = m = 1$$

例如，当 $|r|=3$ 时， $\sigma_{nm}^l(i)$ 和 $\sigma_{nm}^g(i)$ 分别为：

$$\sigma_{nm}^g(i) = c_1 \cdot 1.4826 \text{MED} \left[\left| \sigma_{nm}^l(i) - \text{MED}(|\sigma_{nm}^l(i)|) \right| \right],$$

$$\sigma_{nm}^l(i) = c_2 \varepsilon_i = c_2 \frac{\left| 8|Z_{nm}(i)| - \sum_{j \in r} |Z_{nm}(j)| \right|}{\sqrt{72}}, \text{ 其中, MED}(\bullet) \text{ 为中值运算符, } c_1 \text{ 和 } c_2$$

为调节系数，其取值范围为 $0.5 < c_1 \leq 1$ ， $0.5 < c_2 \leq 1$ ；

根据上述公式，可分别获得参考图像的局部特征描述子 $ZMLD^A(i)$ ；

步骤 2 以和步骤 1 相同的计算方法，可根据浮动图像 $I^B(i)$ 中相同位置的像素点 i 的 0 阶 0 重 Zernike 矩 $Z_{00}^B(i)$ 以及 1 阶 1 重 Zernike 矩 $Z_{11}^B(i)$ ，获得浮动图像的局部特征描述子 $ZMLD^B(i)$ ；

步骤 3 根据参考图像和浮动图像的局部特征描述子 $ZMLD^A(i)$ 以及 $ZMLD^B(i)$ ，构建目标函数，并最终完成浮动图像与参考图像的配准；这里以变换模型为基于 B 样条自由形变模型 (Free-form Deformation, FFD) 构建目标函数为例，说明该配准过程，具体包括以下子步骤：

步骤 3-1 建立目标函数 $g(T_r) = SSD + \alpha R(T_r)$ ， $g(T_r)$ 的值越小，则浮动图像与参考图像的相似性越大， SSD 表示局部特征描述子 $ZMLD^A(i)$ 以及

$$ZMLD^B(i) \text{ 的相似性测度, } SSD = \frac{\sum_{i=1}^M [ZMLD^A(i) - ZMLD^B(i)]^2}{M}; \text{ 其中, } \alpha \text{ 为权重}$$

参数， $0 < \alpha < 1$ ， T_r 为与像素点 i 的坐标 (x, y) 相关的三阶 B 样条函数，表示浮动图像变换为配准图像的变换参数； $R(T_r)$ 为正则化项，其计算公式为：

$$R(T_\tau) = \frac{1}{X \times Y} \sum_{x=1}^X \sum_{y=1}^Y \left[\left(\frac{\partial^2 T_\tau(x, y)}{\partial x^2} \right)^2 + 2 \left(\frac{\partial^2 T_\tau(x, y)}{\partial x \partial y} \right)^2 + \left(\frac{\partial^2 T_\tau(x, y)}{\partial y^2} \right)^2 \right]; \text{ 其中, } x \text{ 和 } y \text{ 分别}$$

表示像素点 i 在浮动图像中的横坐标和纵坐标, X 和 Y 分别表示浮动图像的长和宽, 则 $X \times Y = M$; 迭代次数 $\tau=1$; 对所述目标函数 $g(T_\tau)$ 用限域拟牛顿法或梯度下降法迭代求解, 获得变换参数 $T_\tau(x, y)$;

步骤 3-2 根据变换参数 $T_\tau(x, y)$ 变换所述浮动图像的局部特征描述子 $ZMLD^B(i)$, 对变换后的局部特征描述子通过双线性插值法或 B 样条插值法插值处理, 并以插值处理后的局部特征描述子更新原局部特征描述子 $ZMLD^B(i)$, $\tau=\tau+1$; 对所述目标函数 $g(T_\tau)$ 迭代求解, 获得变换参数 T_τ ;

步骤 3-3 如果迭代次数 τ 大于等于迭代次数阈值 ξ (一般 $50 \geq \xi \geq 20$), 且 $g(T_\tau) \geq g(T_{\tau-1})$, 则根据变换参数 $T_\tau(x, y)$ 变换所述浮动图像, 并对变换后的浮动图像通过双线性插值法或 B 样条插值法进行插值处理, 获得所述配准图像 $I'^B(i)$, 由此完成图像配准; 否则返回步骤 3-2。

实施例 1

本实施例提供了一种非刚性多模医学图像的配准方法, 包括以下步骤, 如图 1 所示:

步骤 1 计算参考图像和浮动图像中, 根据公式(1)和(2), 获得以每个像素点 i 为中心的第一图像块的 0 阶 0 重和 1 阶 1 重 Zernike 矩, 在本实施例中取 $N=5$; 最终得到参考图像 I_A 的矩特征 $Z^{A_{00}}(i)$ 以及 $Z^{A_{11}}(i)$, 以及浮动图像 I_B 的矩特征 $Z^{B_{00}}(i)$ 以及 $Z^{B_{11}}(i)$;

步骤 2 根据矩特征计算得到一种基于 Zernike 矩的局部特征描述子 (Zernike moments based local descriptor, 简称 ZMLD)。

步骤 2-1 基于图像自相似性, 计算参考图像和浮动图像中获得像素点 i 与以其为中心的图像块的其余像素点的相似距离 $D^{A_{00}}(i)$ 、 $D^{A_{11}}(i)$ 、 $D^{B_{00}}(i)$ 以及 $D^{B_{11}}(i)$, 公式如下:

$$D_{nm}(i, r) = \frac{1}{(|r|^2 - 1)} \sum_{j \in r} (|Z_{nm}(i)| - |Z_{nm}(j)|)^2, n = m = 0 \text{ or } n = m = 1$$

其中 $|Z_{nm}(i)|$ 和 $|Z_{nm}(j)|$ 是像素点 i 和 j 处的 n 阶 m 重 Zernike 矩的模； $|r|$ 表示第二图像块的边长， $|r|=3$ 以保证较高的配准精度；在本实施例中，当 $|r|>3$ 时，配准精度没有提高而增加了时间损耗， $|r|<3$ 时，明显配准精度受到影响； j 为第二图像块中不为像素点 i 的任意一像素点；

步骤 2-2 计算局部特征描述子 ZMLD，公式如下：

$$ZMLD(i) = \exp \left(-\frac{D_{00}(i)}{h_{00}(i)} - \frac{D_{11}(i)}{h_{11}(i)} \right)$$

其中， $h_{00}(i, r)$ 和 $h_{11}(i, r)$ 为衰减系数，其计算公式为

$$h_{nm}(i) = [\sigma_{nm}^l(i) + \sigma_{nm}^g(i)]^2, n = m = 0 \text{ or } n = m = 1$$

由于在本实施例中， $|r|=3$ ， $\sigma_{nm}^l(i)$ 和 $\sigma_{nm}^g(i)$ 分别为：

$$\sigma_{nm}^g(i) = c_1 \cdot 1.4826 \text{MED} \left[\left| \sigma_{nm}^l(i) - \text{MED}(|\sigma_{nm}^l(i)|) \right| \right],$$

$$\sigma_{nm}^l(i) = c_2 \varepsilon_i = c_2 \frac{\left| 8|Z_{nm}(i)| - \sum_{j \in r} |Z_{nm}(j)| \right|}{\sqrt{72}}; \text{ 其中, MED}(\bullet) \text{ 为中值运算符, } c_1 \text{ 和 } c_2$$

为调节系数，在本实施例中， $c_1 = c_2 = 0.8$ 。

根据上述公式，可分别获得参考图像的局部特征描述子 $ZMLD^A(i)$ 以及浮动图像的局部特征描述子 $ZMLD^B(i)$ ；

步骤 3-1 采用基于 B 样条自由形变模型（Free-form Deformation, FFD）作为变换模型，建立目标函数 $g(T) = SSD + \alpha R(T)$ ；其中， SSD 表示局部特征描述子 $ZMLD^A(i)$ 以及 $ZMLD^B(i)$ 的相似性测度，

$$SSD = \frac{\sum_{i=1}^M [ZMLD^A(i) - ZMLD^B(i)]^2}{M}, M \text{ 为图像尺寸, 在本实施例中由于参考图}$$

像和浮动图像的长 X 和宽 Y 都为 256，因此 $M = X \times Y = 256 \times 256$ ； α 为权重参数， $\alpha = 0.015$ ， T 表示浮动图像变换为配准图像的变换参数； $R(T)$ 为正则化项，其计算公式为：

$$R(T) = \frac{1}{X \times Y} \sum_{x=1}^X \sum_{y=1}^Y \left[\left(\frac{\partial^2 T(x, y)}{\partial x^2} \right)^2 + 2 \left(\frac{\partial^2 T(x, y)}{\partial xy} \right)^2 + \left(\frac{\partial^2 T(x, y)}{\partial y^2} \right)^2 \right]$$

步骤 3-2 以 $g(T)$ 的值最小为目标, 使用限域拟牛顿法 (L-BFGS) 进行迭代求解, 当 $g(T)$ 获得最小值, 且迭代次数大于等于迭代次数阈值 ξ 时, 迭代停止, 获得变换参数 T ;

步骤 3-3 通过步骤 3-2 中获得的变换参数 T , 对浮动图像变形, 并通过双线性插值法进行插值, 获得浮动图像对应的配准图像, 并最终完成图像配准。

对比例 1

按照 (Pattern Recognit. 32(1) (1999) 71-86.) 里的 NMI 方法实现配准。

对比例 2

按照 (Med. Image Anal. 16(1) (2012) 1-17.) 里的 ESSD 方法实现配准。其中, 具体参数为: 选择 7×7 的图像块, 并利用高斯权重、局部归一化方法和 Parzen 窗估计来计算图像块对应的熵, 由此获得整个图像对应的 ESSD。

对比例 3

按照 (Sensors 13(6) (2013) 7599-7613.) 里的 WLD 方法实现配准。具体参数为: WLD 的计算选择半径 $R=1$ 和 $R=2$, 构建相似性测度的块大小为 7×7 , 权重项 $\gamma=0.01$ 。

对比例 4

按照 (Med. Image Anal. 16(7) (2012) 1423-1435.) 里的 MIND 方法实现配准。具体参数为: 图像块大小选择 3×3 。

实验结果分析

为了进一步体现本发明的优点, 我们将实施例 1 与对比例 1-4 的配准精度进行比较。配准精度采用目标配准误差 TRE 进行评价, 这里 TRE 定

义为:

$$TRE = \frac{\|T_s(R) - T_c(R)\|_2}{|R|}$$

其中 T_s 表示随机形变，也是评价的金标准， T_c 表示由配准算法得到的形变， R 表示用于图像配准性能评价的像素个数。

采用仿真 MR 图像进行配准精度测试，实施例 1 所用的仿真 T1、T2 和 PD 加权 MR 图像均取自 BrainWeb 数据库，表 1 列出了各算法所得 TRE 的标准差和均值。从表 1 可看出，对不同 MR 图像进行配准时，实施例 1 提供的 TRE 其均值和标准差皆低于其它方法，这说明本发明提出的方法在所有比较的方法中具有最高的配准精度。

表 1 各方法在 T1-T2， PD-T2 和 T1-PD 图像配准时 TRE (mm) 对比

配准方法	T1-T2		PD-T2		T1-PD	
	均值	标准差	均值	标准差	均值	标准差
配准前	4.35	3.32	4.50	3.52	4.49	2.27
对比例 1	1.81	2.33	1.95	1.98	2.12	1.94
对比例 2	1.53	1.41	1.92	1.66	1.97	2.19
对比例 3	1.46	1.53	0.97	1.10	1.63	1.35
对比例 4	1.02	1.16	0.96	0.99	0.97	1.06
实施例 1	0.65	0.58	0.73	0.62	0.89	0.95

为更直观地显示本发明相对于其余方法的优越性，我们提供了实施例 1 与对比例 2-4 对应配准图像的视觉效果图，如图 3 所示。图 3a 为参考图像 T2，图 3b 为浮动图像 T1，图 3c 为浮动图像 Gad，图 3d 为实施例 1 方法获得的配准图像 T1-T2，图 3e 为对比例 4 方法获得的配准图像 T1-T2，图 3f 为对比例 3 方法获得的配准图像 T1-T2，图 3g 为对比例 2 方法获得的配准图像 T1-T2，图 3h 为实施例 1 方法获得的配准图像 Gad-T2，图 3i 为对比例 4 方法获得的配准图像 Gad-T2，图 3j 为对比例 3 方法获得的配

准图像 Gad-T2，图 3k 为对比例 2 方法获得的配准图像 Gad-T2。

以方框内所示的图像的部分轮廓为例，对配准图像 T1-T2 而言，对比例 2-4 无法有效更正轮廓最下方部分的变形，对配准图像 Gad-T2 而言，对比例 3-4 无法对方框内右侧部分的形变取得好的更正效果，而实施例 1 却能对上述变形进行有效更正。可以看出，与对比例 2-4 相比，实施例 1 得到的配准图像与参考图像相似度更高。上述视觉比较充分证明了本发明的局部特征描述子具有旋转不变性，对于图像的特征更加准确，从而在非刚性多模医学图像的配准上具有优越性。

采用 Atlas 数据库中的 T1、T2 和 Grad 加权 MR 图像评价所列方法的配准精度，表 2 给出了各方法对应 TRE 结果。表 2 中的结果表明：与其它方法相比，本发明提出的配准方法可提供更低的 TRE，因而具有更高的配准精度。

表 2 各方法在 T1-T2、Gad-T2、Gad-T1 图像配准时 TRE (mm) 对比

配准方法	T1-T2		Gad-T2		Gad-T1	
	均值	标准差	均值	标准差	均值	标准差
配准前	5.21	2.70	4.86	2.41	6.50	2.15
对比例 1	3.38	2.15	3.17	1.94	3.86	1.98
对比例 2	2.83	1.89	3.05	1.76	3.18	1.82
对比例 3	2.61	1.77	2.74	1.62	2.99	1.66
对比例 4	2.45	1.58	2.34	1.56	2.60	1.53
实施例 1	2.12	1.40	2.19	1.24	2.44	1.37

针对 CT 与 MR 图像进行了配准精度的比较，我们对浮动 CT 图像进行了五种随机的变形处理。图 4 是实施例 1 以及对比例 2-4 的方法对真实 CT 和 MR 图像进行配准的结果。其中，图 4a 为参考图像 T1 加权 MR，图 4b 为浮动图像 CT，图 4c 为实施例 1 方法获得的配准图像，图 4d 为对比例 4 方法获得的配准图像，图 4e 为对比例 3 方法获得的配准图像，图 4f 为对比例 2 方法获得的配准图像。可看出，对比例 3-4 的方法难以有效更正方框内

轮廓的变形，对比例 2 提供的配准图像中最外部轮廓局部出现失真，而实施例 1 方法可获得良好的配准图像。表 3 显示了每组真实 CT 图像与 MR 图像配准的 TRE 的平均值，其中，组 5 图像即为图 4 中所用的真实 CT 图像与 MR 图像。

表 3 各方法在 CT-MR 图像配准时的 TRE (mm) 对比

配准方法	TRE				
	组 1	组 2	组 3	组 4	组 5
配准前	3.81	5.74	3.94	4.49	5.67
对比例 1	3.19	4.29	3.48	3.99	4.64
对比例 2	2.92	3.87	3.24	3.41	4.06
对比例 3	2.81	3.66	2.92	3.36	3.93
对比例 4	2.80	3.06	2.97	2.63	3.09
实施例 1	2.64	2.50	2.89	2.52	2.75

从表 3 中我们可以看出，与其它配准方法相比，本发明的方法对组 1~组 5 的 CT-MR 图像进行配准皆可取得更低的 TRE，这说明本发明提出的方法在 CT-MR 图像配准方面较对比比例的算法具有更高的配准精度。

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、一种非刚性多模医学图像的配准方法，其特征在于，包括：

根据参考图像以及浮动图像的 0 阶 0 重 Zernike 矩以及 1 阶 1 重 Zernike 矩，分别获得参考图像以及浮动图像的局部特征描述子，并获得配准图像。

2、如权利要求 1 所述的配准方法，其特征在于，具体包括以下步骤：

步骤 1 根据参考图像 $I^A(i)$ 中像素点 i 的 0 阶 0 重 Zernike 矩 $Z_{00}^A(i)$ 以及 1 阶 1 重 Zernike 矩 $Z_{11}^A(i)$ ，获得参考图像的局部特征描述子 $ZMLD^A(i)$ ；其中， i 为 1~ M 的整数， M 为参考图像以及浮动图像的尺寸；

步骤 2 根据浮动图像 $I^B(i)$ 中相同位置的像素点 i 的 0 阶 0 重 Zernike 矩 $Z_{00}^B(i)$ 以及 1 阶 1 重 Zernike 矩 $Z_{11}^B(i)$ ，获得浮动图像的局部特征描述子 $ZMLD^B(i)$ ；

步骤 3 根据参考图像和浮动图像的局部特征描述子 $ZMLD^A(i)$ 以及 $ZMLD^B(i)$ ，建立目标函数 $g(T)$ ；根据目标函数，获得变换参数，根据变换参数变换所述浮动图像，并对变换后的浮动图像进行插值处理，获得所述配准图像。

3、如权利要求 2 所述的配准方法，其特征在于，所述步骤 2 包括以下子步骤：

步骤 2-1 在参考图像中，获得像素点 i 与以其为中心的图像块内的其余像素点对应 0 阶 0 重 Zernike 矩的相似距离 $D_{00}^A(i)$ ，以及对应 1 阶 1 重 Zernike 矩的相似距离 $D_{11}^A(i)$ ；同时，在浮动图像中，获得像素点 i 与以其为中心的图像块内的其余像素点对应 0 阶 0 重 Zernike 矩的相似距离 $D_{00}^B(i)$ ，以及对应 1 阶 1 重 Zernike 矩的相似距离 $D_{11}^B(i)$ ；

步骤 2-2 获得参考图像的局部特征描述子 $ZMLD^A(i)$ 以及浮动图像的局部特征描述子 $ZMLD^B(i)$ ；

$$ZMLD^A(i) = \exp\left(-\frac{D_{00}^A(i)}{h_{00}^A(i)} - \frac{D_{11}^A(i)}{h_{11}^A(i)}\right), \quad ZMLD^B(i) = \exp\left(-\frac{D_{00}^B(i)}{h_{00}^B(i)} - \frac{D_{11}^B(i)}{h_{11}^B(i)}\right),$$

其中, $h_{00}^A(i)$ 、 $h_{11}^A(i)$ 、 $h_{00}^B(i)$ 以及 $h_{11}^B(i)$ 为衰减系数。

4、如权利要求 3 所述的配准方法, 其特征在于, 所述步骤 2-1 中图像块的边长为 3, 在所述步骤 2-2 中,

$$h_{00}^A(i) = \{\sigma_{00}^A(i) + c_1 \cdot 1.4826 \text{MED}[\left|\sigma_{00}^A(i) - \text{MED}(|\sigma_{00}^A(i)|)\right|]\}^2,$$

$$\sigma_{00}^A(i) = c_2 \frac{|8|Z_{00}^A(i)| - \sum |Z_{00}^A(j)||}{\sqrt{72}},$$

$$h_{11}^A(i) = \{\sigma_{11}^A(i) + c_1 \cdot 1.4826 \text{MED}[\left|\sigma_{11}^A(i) - \text{MED}(|\sigma_{11}^A(i)|)\right|]\}^2,$$

$$\sigma_{11}^A(i) = c_2 \frac{|8|Z_{11}^A(i)| - \sum |Z_{11}^A(j)||}{\sqrt{72}},$$

$$h_{00}^B(i) = \{\sigma_{00}^B(i) + c_1 \cdot 1.4826 \text{MED}[\left|\sigma_{00}^B(i) - \text{MED}(|\sigma_{00}^B(i)|)\right|]\}^2,$$

$$\sigma_{00}^B(i) = c_2 \frac{|8|Z_{00}^B(i)| - \sum |Z_{00}^B(j)||}{\sqrt{72}},$$

$$h_{11}^B(i) = \{\sigma_{11}^B(i) + c_1 \cdot 1.4826 \text{MED}[\left|\sigma_{11}^B(i) - \text{MED}(|\sigma_{11}^B(i)|)\right|]\}^2,$$

$$\sigma_{11}^B(i) = c_2 \frac{|8|Z_{11}^B(i)| - \sum |Z_{11}^B(j)||}{\sqrt{72}},$$

其中, $\text{MED}(\bullet)$ 为中值运算符, c_1 和 c_2 为 0.5~1 的常数, j 为以像素点 i 为中心的图像块内的任一像素点。

5、如权利要求 2 所述的配准方法, 其特征在于, 所述步骤 3 具体包括以下子步骤:

步骤 3-1 建立目标函数 $g(T_\tau) = SSD + \alpha R(T_\tau)$; 其中, SSD 表示局部特征描述子 $ZMLD^A(i)$ 以及 $ZMLD^B(i)$ 的相似性测度, α 为常数, $0 < \alpha < 1$, $R(T_\tau)$ 表示正则化项, 迭代次数 $\tau=1$; 对所述目标函数 $g(T_\tau)$ 迭代求解, 获得变换参数 T_τ ;

步骤 3-2 根据变换参数 T_τ 变换所述浮动图像的局部特征描述子 $ZMLD^B(i)$, 对变换后的局部特征描述子进行插值处理, 并以插值处理后的局部特征描述子更新原局部特征描述子 $ZMLD^B(i), \tau=\tau+1$; 对所述目标函数 $g(T_\tau)$ 迭代求解, 获得变换参数 T_τ ;

步骤 3-3 如果迭代次数 τ 大于等于迭代次数阈值 ζ , 且 $g(T_\tau) \geq g(T_{\tau-1})$, 则根据变换参数 T_τ 变换所述浮动图像, 并对变换后的浮动图像进行插值处理, 获得所述配准图像; 否则返回步骤 3-2。

6、如权利要求 5 所述的配准方法, 其特征在于, 所述步骤 3-1 中的相似性测度 SSD 的计算公式为:

$$SSD = \frac{\sum_{i=1}^M [ZMLD^A(i) - ZMLD^B(i)]^2}{M}。$$

7、如权利要求 5 所述的配准方法, 其特征在于, 所述迭代求解的方法为限域拟牛顿法或梯度下降法, 所述变换采用的模型为基于 B 样条的自由形变模型, 所述插值处理的方法为双线性插值法或 B 样条插值法。

8、基于权利要求 1-7 中任意一项所述的配准方法的配准系统, 其特征在于, 所述配准系统包括第一 Zernike 矩模块、第一描述子模块、第二 Zernike 矩模块、第二描述子模块以及配准模块;

所述第一 Zernike 矩模块用于获得参考图像的 0 阶 0 重 Zernike 矩以及 1 阶 1 重 Zernike 矩并输出至第一描述子模块, 所述第一描述子模块用于获得参考图像的局部特征描述子并输出至配准模块; 所述第二 Zernike 矩模块用于获得浮动图像的 0 阶 0 重 Zernike 矩以及 1 阶 1 重 Zernike 矩并输出至第二描述子模块, 所述第二描述子模块用于获得浮动图像的局部特征描述子并输出至配准模块; 所述配准模块用于获得配准图像。

9、如权利要求 8 所述的配准系统, 其特征在于, 所述配准模块包括求解单元以及判定单元, 所述求解单元用于根据参考图像和浮动图像的局部

特征描述子, 构建目标函数, 获得变换参数并输出, 所述判定单元用于判断所述目标函数是否符合迭代停止标准, 否则根据变换参数变换所述浮动图像的局部特征描述子, 对变换后的局部特征描述子进行插值处理, 并以插值处理后的浮动图像的局部特征描述子更新原浮动图像的局部特征描述子; 是则根据变换参数变换所述浮动图像, 对浮动图像进行插值处理, 获得所述配准图像。

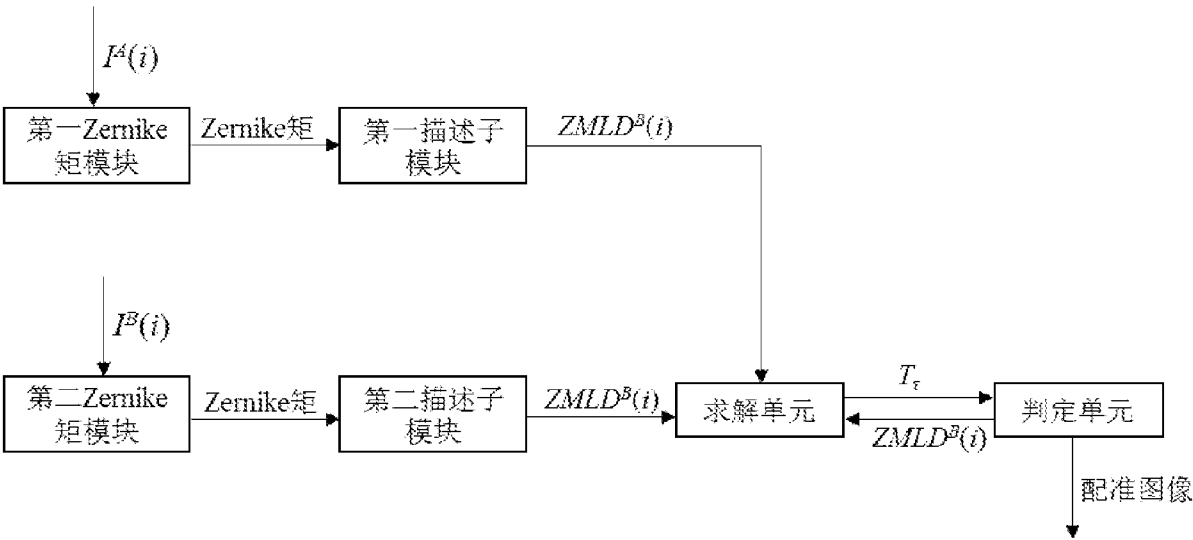


图 1

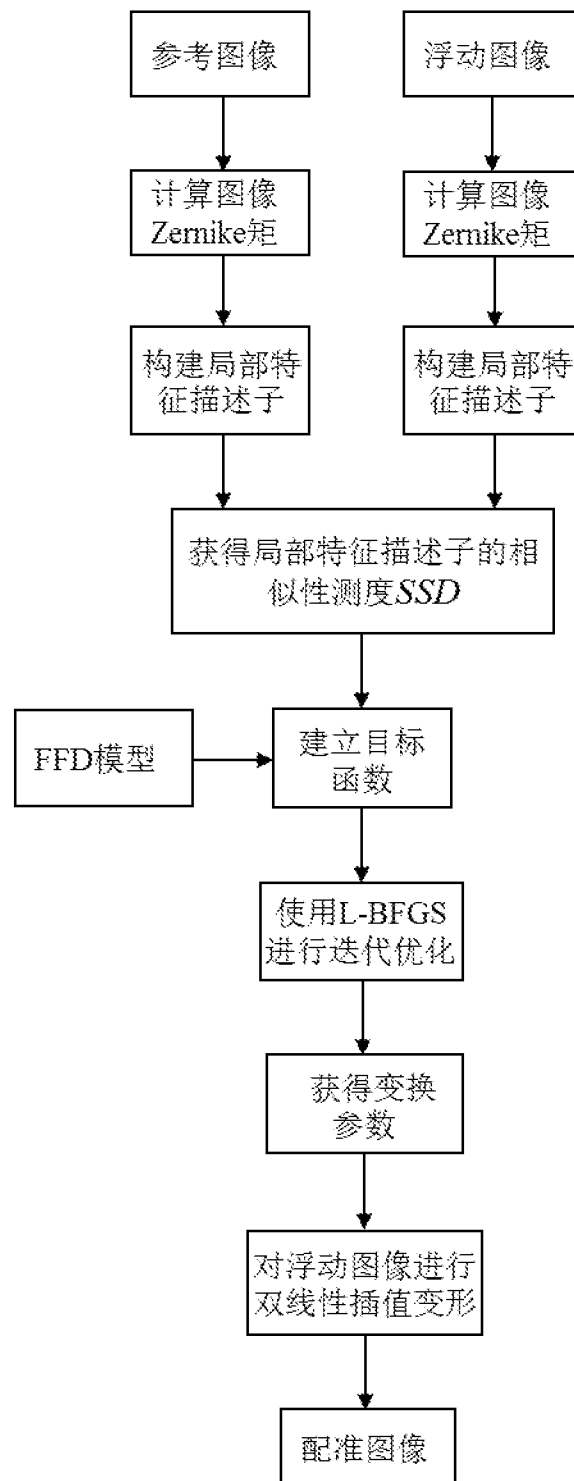


图 2

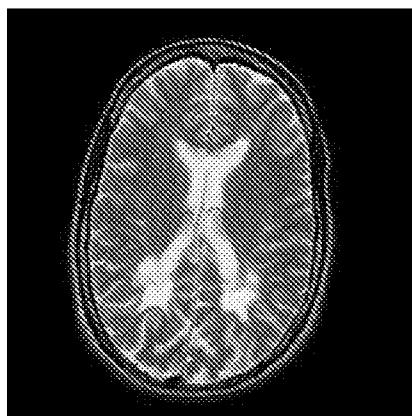


图 3a

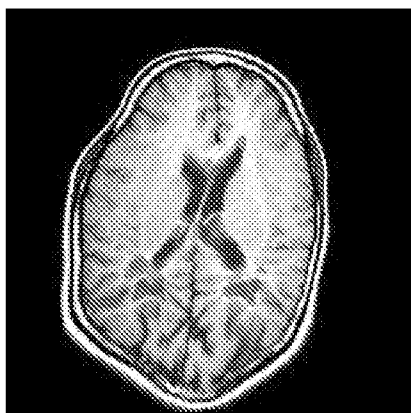


图 3b

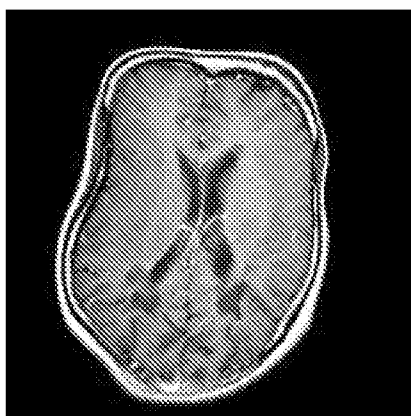


图 3c

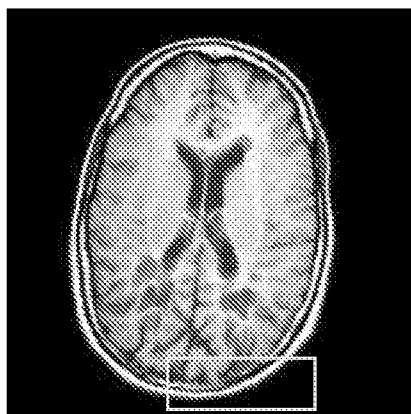


图 3d

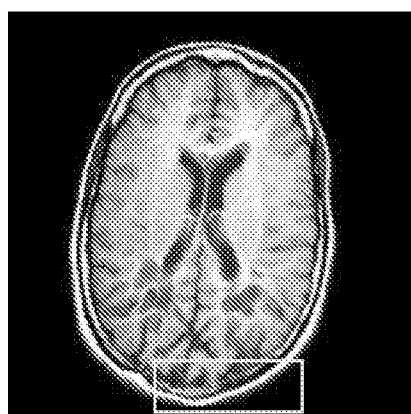


图 3e

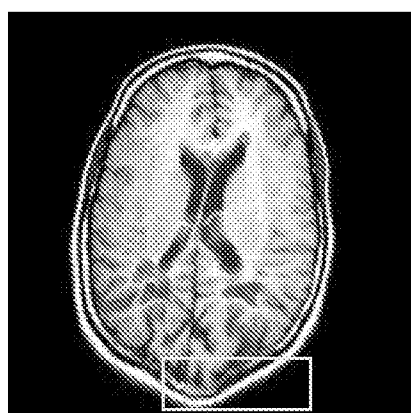


图 3f

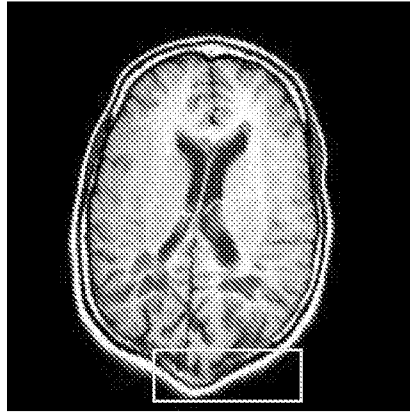


图 3g

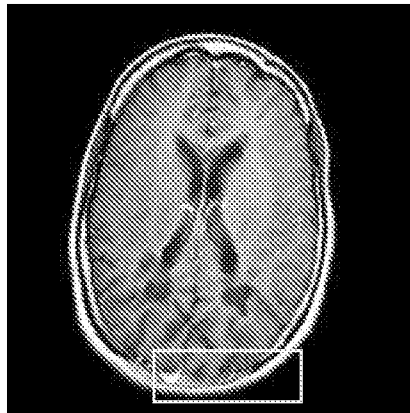


图 3h

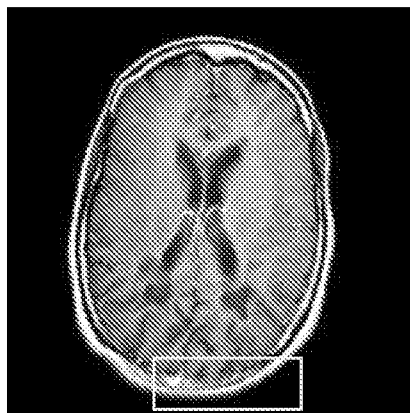


图 3i

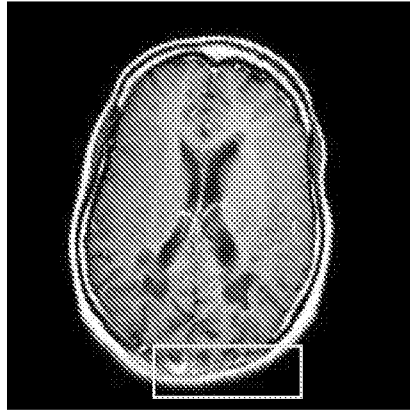


图 3j

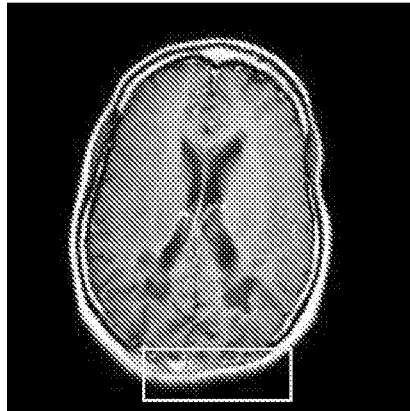


图 3k



图 4a

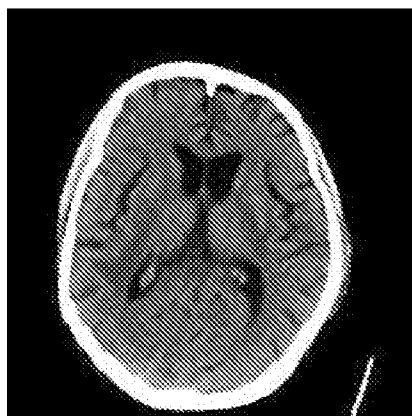


图 4b

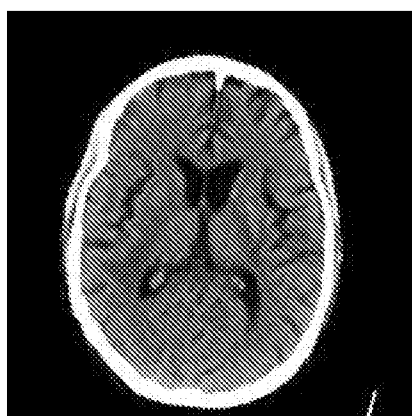


图 4c

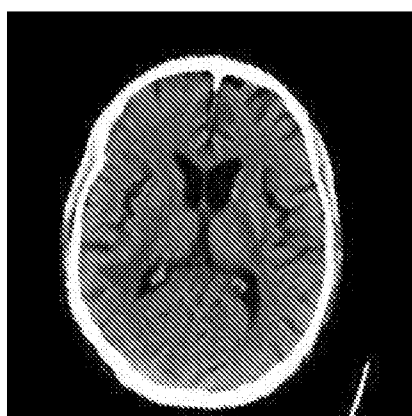


图 4d

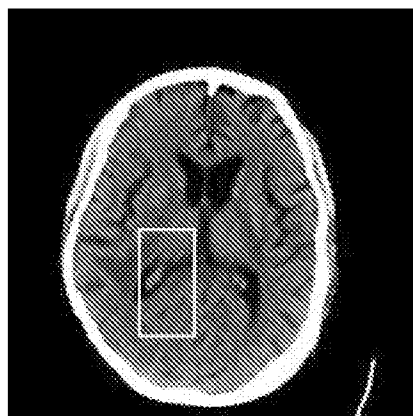


图 4e

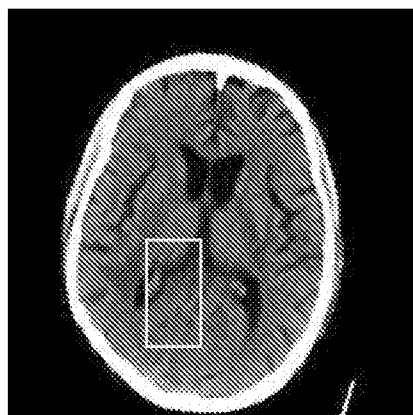


图 4f

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2016/101547

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G06T 7/00 (2017.01) 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; A61B

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, CNKI, WPI, EPODOC, IEEE: local feature, reference image, float image, medical image, character, rotate, description, reference, float, registration, medical

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	CN 103345741 A (HUAZHONG UNIVERSITY OF SCIENCE AND TECHNOLOGY), 09 October 2013 (09.10.2013), description, paragraphs [0005]-[0025]	1, 8
Y	LING, Zhigang et al., "A Robust Multi-Source Remote-Sensing Image Registration Method Based on Feature Matching", CHINESE JOURNAL OF ELECTRONICS, vol. 38, no. 12, 31 December 2010 (31.12.2010), pages 2893-2894, 2.2	1, 8
A	CN 103700101 A (EAST CHINA NORMAL UNIVERSITY), 02 April 2014 (02.04.2014), the whole document	1-9
A	CN 104200460 A (XIDIAN UNIVERSITY), 10 December 2014 (10.12.2014), the whole document	1-9
A	CN 101053531 A (SHANGHAI JIAO TONG UNIVERSITY), 17 October 2007 (17.10.2007), the whole document	1-9
A	CN 101556692 A (XI'AN SHENGZE ELECTRONIC CO., LTD.), 14 October 2009 (14.10.2009), the whole document	1-9
A	JP 2004302863 A (NIPPON SOGO KENKYUSHO K.K.), 28 October 2004 (28.10.2004), the whole document	1-9

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"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
"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	"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
"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)	"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
"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	"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search 11 January 2017 (11.01.2017)	Date of mailing of the international search report 25 January 2017 (25.01.2017)
Name and mailing address of the ISA/CN: 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 XI, Huining Telephone No.: (86-10) 61648237

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2016/101547

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 103345741 A	09 October 2013	CN 103345741 B	06 July 2016
CN 103700101 A	02 April 2014	None	
CN 104200460 A	10 December 2014	None	
CN 101053531 A	17 October 2007	None	
CN 101556692 A	14 October 2009	None	
JP 2004302863 A	28 October 2004	None	

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2016/101547

A. 主题的分类

G06T 7/00(2017.01)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; A61B

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, WPI, EPODOC, IEEE: 局部特征, 旋转, 描述, 参考图像, 浮动图像, 配准, 医学图像, character, rotate, description, reference, float, registration, medical

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
Y	CN 103345741 A (华中科技大学) 2013年 10月 9日 (2013 - 10 - 09) 说明书第[0005]-[0025]段	1, 8
Y	凌志刚等. “一种稳健的多源遥感图像特征配准方法” 《电子学报》, 第38卷, 第12期, 2010年 12月 31日 (2010 - 12 - 31), 第2893-2894页2.2	1, 8
A	CN 103700101 A (华东师范大学) 2014年 4月 2日 (2014 - 04 - 02) 全文	1-9
A	CN 104200460 A (西安电子科技大学) 2014年 12月 10日 (2014 - 12 - 10) 全文	1-9
A	CN 101053531 A (上海交通大学) 2007年 10月 17日 (2007 - 10 - 17) 全文	1-9
A	CN 101556692 A (西安盛泽电子有限公司) 2009年 10月 14日 (2009 - 10 - 14) 全文	1-9
A	JP 2004302863 A (NIPPON SOGO KENKYUSHO K.K.) 2004年 10月 28日 (2004 - 10 - 28) 全文	1-9

☐ 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

2017年 1月 11日

国际检索报告邮寄日期

2017年 1月 25日

ISA/CN的名称和邮寄地址

中华人民共和国国家知识产权局(ISA/CN)
中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088

传真号 (86-10)62019451

受权官员

奚惠宁

电话号码 (86-10)61648237

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2016/101547

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	103345741	A	2013年 10月 9日	CN 103345741 B	2016年 7月 6日
CN	103700101	A	2014年 4月 2日	无	
CN	104200460	A	2014年 12月 10日	无	
CN	101053531	A	2007年 10月 17日	无	
CN	101556692	A	2009年 10月 14日	无	
JP	2004302863	A	2004年 10月 28日	无	

表 PCT/ISA/210 (同族专利附件) (2009年7月)