

心脏磁共振时间序列图像配准及混合优化算法^①

Registration of Heart FMRI Time-Series Images and the Hybrid Optimization Algorithm

刘 露 张小锋 (南昌航空大学 计算机学院 江西 南昌 330063)

摘 要: 由于光系统的焦深是有限的,由心脏非平面运动和曲面弧度造成的大多数误差是有限的,因此首先建立心脏的准刚体模型,以互信息作为相似性测度迭代搜索,利用主轴矩方法粗配准,再采用 powell 和 SA 优化算法相结合的混合优化算法进行细配准。试验结果表面不仅能够达到亚像素精度,而且能有效防止陷入局部极值。

关键词: 互信息 磁共振 心脏图像配准 主轴矩 模拟退火 powell

1 引言

心脏 MRI 图像是心脏分析诊断的重要辅助工具。人们通过心脏磁共振成像可以获取心脏的生理活动和病理状况等重要医学信息。利用磁共振成像方法,在一个或多个同一解剖层面形成反映心脏功能的图像。对这些图像进行分析,提取有关的功能信息,找到能够体现生理状态的区域或特征点——心脏感兴趣区,然后将这些区域在空间上完全对准。由于被测试者不可避免的存在心脏运动以及其他成像因素的影响,使得这些图像上相应的点对应的解剖位置不能完全吻合,往往会造成虚假的功能信号。因此就需要对图像序列进行对准处理,使得每帧图像的对应点在空间上达到一致。这就是医学图像的配准处理。目前图像配准方法大致可以分为基于外部特征的图像配准和基于图像内部特征的图像配准。两种方法具有明显的区别,前者利用外部基准点特征,受实际情况限制而应用不广泛;后者由于其无创性,而且随着算法改进和计算机运算速度的提高发展很快,已经成为配准算法研究的热点。通常使用的配准技术包括:傅里叶变换、互信息和互相关^[1-4]。目前医学图像配准研究成果主要集中在脑部成像等相对简单的图像配准中,而对于没有

清晰轮廓的胸腹部器官的配准算法研究,由于其需求迫切性而成为了当前的研究热点^[5]。

本文主要研究基于互信息的心脏灌注磁共振图像的配准。首先运用主轴矩方法对 MRI 图像进行粗匹配,这样可以避免那些远离全局最优点的局部极值。采用无需计算梯度的 powell 直接搜索算法优化和有效的全局优化算法—模拟退火算法相结合对图像再进行细配准。实验步骤是先对手动变换的 MRI 图像进行配准,实验表面精度达到了亚像素并且有效的避免了优化陷入局部极值,然后把该方法应用于心脏 fMRI 时间序列图像上。

2 配准原理与算法

2.1 互信息

互信息是信息论的一个基本概念,是两个随机变量间的统计相关性的测度,是一个变量包含另一个变量的信息量大多少的度量。它可用熵来描述:

$$I(A, B) = H(A) + H(B) - H(A, B) \quad (1)$$

对于一副图像来说,熵 H 代表的就是这副图像的信息量。H(A)定义如下:

$$H(A) = -\sum_a p_A(a) \log p_A(a) \quad (2)$$

^① 基金项目:国家自然科学基金(60673055)

收稿时间:2009-01-12

两幅图像的联合熵 $H(A,B)$ 定义为:

$$H(A, B) = - \sum_{a,b} p_{AB}(a,b) \log p_{AB}(a,b) \quad (3)$$

在基于互信息的图像配准中, 两幅图像空间位置完全一致时, 其中一幅图像中表达的关于另一幅图像的信息, 也就是其互信息为最大。

2.2 主轴法

主轴质心法^[6]基本原理是通过平移和旋转使两幅图像的质心和主轴对齐, 从而达到配准的目的。把两幅图像中每个像素的灰度值看作像素的质量, 通过经典力学计算方法计算图像的质心, 如式(4):

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^m x_i f_i}{\sum_{i=1}^n f_i}, \quad \bar{y} = \frac{\sum_{i=1}^m y_i f_i}{\sum_{i=1}^n f_i} \quad (4)$$

其中, (x_i, y_i) 代表像素点, f_i 代表 (x_i, y_i) 像素点的灰度值, n 代表图像总像素点个数。

得到图像质心坐标后用式(5)来计算主轴方向:

$$\tan 2\theta = \frac{2\mu_{11}}{(\mu_{20} - \mu_{02})} \quad (5)$$

其中, μ_{20} 和 μ_{02} 用公式(6)来计算:

$$\mu_{ml} = \sum_{x,y} (x - \bar{x})^m (y - \bar{y})^l f(x,y) \quad (6)$$

其中 x, y 代表图像中任一点坐标, $f(x, y)$ 代表该点的灰度值。

2.3 powell 算法

Powell 算法的基本思想是在迭代中逐次产生共轭方向组, 实质上是不计算导数和梯度的轭方向法。因为互信息公式没有办法求导, 所以 Powell 算法很适合用于基于互信息函数的图像配准中的多维搜索。

Powell 算法的图像配准算法的具体步骤如下:

1) 以主轴矩方法得到的配准参数 $t_1(x, y, \theta)$ 作为初始变量, 取 3 个坐标轴(分别代表 X 轴 Y 轴和角度)单位向量 P_1, P_2, P_3 作为初始方向, 取门限值 ε ; 沿着 3 个方向做三次一维搜索得到新的变换 $t_2(x, y, \theta)$ 。

2) 求出新方向 $p_4 = t_2 - t_1$, 从 t_2 沿着 p 做一次一维搜索得到新的变换 t_3 , 如果 $\|t_3 - t_1\| < \varepsilon$ 则停机; 否则转 3)。

3) 进行方向替换 $P_1 = P_2, P_2 = P_3, P_3 = p_4; t_1 = t_3, t_1$ 沿着 P_1, P_2, P_3 方向做一次一维搜索得到新的变换 t_2 , 转 2)。

Powell 多参数优化算法是实际医学图像配准中运用较多的方法, 此算法由于无需计算梯度, 因而可以加快搜索最大互信息的速度, 在每一维内使用 brent 算法迭代搜索和估计配准参数。但是 powell 算法容易送到局部极值得干扰。如果仅仅先使用粗配准找到合适的初始值, 这样改变最多的还是精度问题, 对于陷入局部极值的改善还是甚微。

2.4 模拟退火算法

模拟退火算法(Simulated Annealing, SA)是通过模拟金属熔融的退火过程, 采用 Metropolis 接受准则的一种寻优算法。Metropolis 接受准则是: 当基于邻域的一次随机搜索使当前解的质量提高时, SA 接受这个被改进的解作为新的当前解; 反之, 当随机搜索解使当前解的质量降低时, SA 以一定的概率 $\exp(-\Delta f / T)$ 接受这个质量较差的解作为新的当前解, 其中 Δf 是基于邻域的随机搜索的解与当前解的差, T 为退火温度。当温度 T 较高时, SA 可以接受较差的恶化解, 随着 T 的减小, 只能接受较好的恶化解, 在 T 值趋于零值时, 就不再接受任何恶化解了。SA 由某一较高初温 T 开始, 伴随温度参数的不断下降, 结合概率突跳特性在解空间中随机寻找目标函数的全局最优解, 即在局部最优解, 即在局部最优解能概率性地跳出并最终趋于全局最优。

模拟退火法 SA 是已被证明了一个有效的全局优化算法, 具有突跳性, 有助于逃离优化问题的局部最优解而找到全局最优解, 但收敛速度慢、耗时。

2.5 实验配准过程

目前对于非刚体目标的配准算法还存在着运算量太大、算法复杂等缺点, 实用不多。并且考虑到心脏跳动过程中外形虽然会有一点变化, 但由于光系统的焦深是有限的, 所以由心脏非平面运动和曲面弧度造成的大多数误差是有限的。如果人们在实际操作中尽量利用门控技术来选择心脏成像时刻的话, 就可以大大减少心脏图像的形变。所以是可以建立心脏的准刚体模型的。对于二维图像来说, 通过三个空间变换参数: x 轴平移量, y 轴平移量以及绕原点旋转的角度 θ , 这样就可以确定两幅图像的空间位置关系^[7,8]。

本文先采用主轴矩方法根据图像的灰度重心、质心和旋转角度对图像进行平移操作, 相当于是对图像进行了粗匹配, 后者的配准结果为前者的算法优化提

供了非常有效的初始点，这样做可以避免那些远离全局最优点的局部极值并且也可以提高后面优化算法结果的精度。然后采用将 Powell 和 SA 相结合的方法^[9]以互信息的值作为目标函数对结果进行优化，得到更精确的配准结果。Powell 的优势在于迭代次数较少，速度快，但容易陷入局部极值，特别在是在多分辨的低采样率状态时很容易陷入局部极值，从而导致进入高采样率搜索时也陷入局部极值。而将 SA 算法与 Powell 相结合的算法中，可很好地防止搜索陷入局部极值。算法步骤如下：

- ① 输入两幅图像；
- ② 采用主轴法对两幅图像进行粗配准，得到配准参数 (x_0, y_0, θ_0) 。
- ③ 以参数 (x_0, y_0, θ_0) 为初始参数，并以这个参数为初始点在某个采样率下从它出发，执行 Powell 算法，搜索到一个极值；
- ④ 用 Powell 算法进入高采样率搜索之前，用 3 得到的配准参数为重设为初始点，用 SA 算法在高采样率下进行随机搜索次，如果在这一步能搜出目标函数比用 3 中的参数计算的目标函数小，表明此点是更优点，则下个高采样率的 Powell 搜索在这个点的基础上进行；
- ⑤ 到最高采样率时，SA 搜索不出更优点，则此点就是全局最优点。

用以上搜索方法可以很好的避免局部极值，并提高精度。因为在低采样率下的 Powell 搜索得到的极值如果是局部极值，进入高采样率下搜索就会容易陷入局部极值，而加入 SA 后随着温度降低，陷入局部极值的可能性会越来越小。

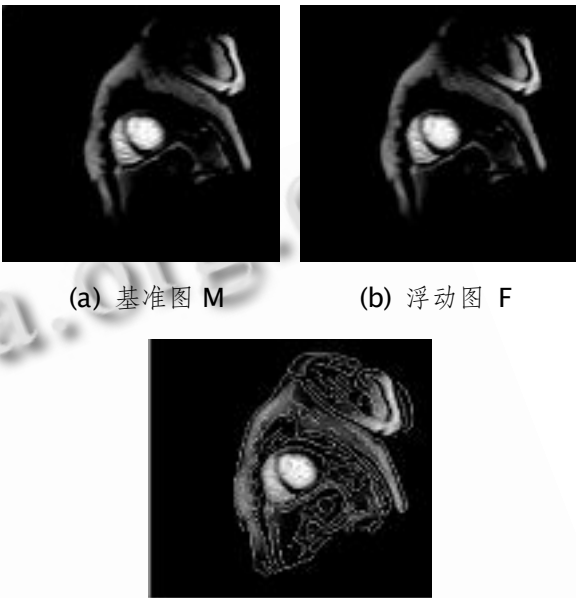
3 实验结果与分析

3.1 手动配准

以心脏跳动周期中的第一副图像为基准图 M，按 x 方向位移,y 方向位移,逆时针旋转角度这三个参数(4, 5, 6)对图像进行变换取得 F。然后对这三对图像分别进行主轴矩算法, powell 优化算法, 模拟退火算法, 主轴矩—混合优化算法配准。实验结果见表 1, 图 1。

主轴矩—混合优化算法, 利用主轴矩算法给后面的优化算法提供初始值, 不仅提高了整个算法的精度而且为防止后面的算法陷入局部极值提供了一定的帮

助, 并且自身的运算时间短。将 SA 算法和 powell 算法结合可以有效的防止陷入局部极值, 并且可以减少高分辨率下的 powell 的搜索次数, 虽然会增加一定的计算量, 但是取得了很好的效果。



(c) 主轴矩—混合优化算法配准图

图 1 基准图和浮动图

表 1 配准结果

配准算法	Δx / (像素)	Δy / (像素)	$\Delta \theta$ / (°)	运行时间 (s)
真实值	4	5	6	—
主轴矩	3.976	4.899	6.311	0.59
Powell	3.476	3.899	3.398	9.2
SA	3.886	5.156	5.877	410
主轴矩-混合 优化算法	3.986	5.161	5.795	8.5

3.2 心脏 fMRI 图像配准

由以上手动配准实验可以看出此从粗到细的混合算法效果不错, 接下来把该算法运用到心脏 fMRI 时间序列图像上来。

首先我们根据心脏运动特点, 建立近似准刚体模型: 心脏组织之间没有相对运动; 造影剂流经每一个解剖点的像素值都会有变化; 人体自身运动幅度不大。

接下来对其中的 10 帧成像时刻选择良好的序列图像分别与前一副图像进行配准。



图2 10帧时间序列图像

表2 心脏灌注序列图像配准

序列号	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
$\Delta x / (\text{像素})$	0	6.304	5.288	0.976	0.889	5.220	6.996	7.330	6.608	7.001
$\Delta y / (\text{像素})$	0	7.106	3.309	1.670	1.579	3.009	3.001	1.200	3.000	1.900
$\Delta \theta / ^\circ$	0	1.209	1.119	0.091	-0.937	1.000	1.005	1.100	1.025	0.906

从表2可以看出配准结果达到了亚像素级精度,并且速度也比较快。

3.3 实验结论

本文提出了一种新的基于互信息混合优化算法的心肌灌注fMRI时间序列图像的配准方法,能够快速确定心脏位置,并对MRI心肌灌注图像进行了精确配准。该方法利用主轴矩算法给后面的优化算法提供初始值,不仅提高了整个算法的精度而且为防止后面的算法陷入局部极值提供了一定的帮助,并且自身的运算时间短。将SA算法和powell算法结合可以有效的防止陷入局部极值,并且可以减少高分辨率下的powell的搜索次数,虽然会增加一定的计算量,但是取得了很好的效果。

参考文献

- 1 Speck O, Hennig J. Motion correction of parametric FMRI data from multi-slice single-shot multi-echo acquisitions. *Magnet Reson. Med*, 2001,46:1023 - 1027.
- 2 Stone HS, Orchard MT, Chang EC, *et al.* A fast direct Fourier-based algorithm for subpixel registration of image. *IEEE Trans.on Geoscience and Remote Sensing*, 2001,39:2235 - 2243.
- 3 Chen HF, Yao DZ, Li RH, *et al.* A projection-based image registration algorithm and its application. *Brain topography*, 2005,18(1):47 - 58.
- 4 陈华富.磁共振响应信号的模型与脑功能定位的磁共振方法研究.成都电子科技大学,2004,31(1):33 - 43.
- 5 罗述谦.医学图像配准技术.国外医学生物工程分册.1999,22(1):1 - 8.
- 6 Bulow H, Dooley L, Wermser D. Application of principal axes for registration of NMR image sequences. *Pattern Recognition Letters*, 2000,21:329 - 336.
- 7 高智勇,李义兵,钱勇先,等.多模态医学图像配准技术的分类与研究进展.国外医学生物医学工程分册,2000,23(4):206 - 211.
- 8 罗成平,龚沛曾.图像匹配技术.微型电脑应用,2000,16(3):26 - 28.
- 9 江军,於文雪,舒华忠,鲍威尔和模拟退火优化算法结合的多分辨率三维图像配准.生物医学工程研究,2004,23(3):176 - 178.