基于 Radon 变换与功率谱结合的心脏 MR 图像配准算法

罗小刚1 刘静静1 汪德暖1 彭承琳1 侯长军2 霍丹群2

(重庆大学生物工程学院"生物流变科学与技术"教育部重点实验室 重庆 400030)¹ (重庆大学生物工程学院 重庆 400030)²

摘 要 针对心脏磁共振(MR)序列切片图像,设计了一种基于 Radon 变换和功率谱结合的图像配准算法。首先采 用形态学边缘检测等图像预处理技术,提取出图像的边缘特征,并将其作为后续配准的输入;而后利用 Radon 变换和 功率谱相结合的配准方法依次求出待配准图像的缩放、旋转和平移参数,利用这 3 个配准参数,即可通过配准变换得 到配准结果。该方法解决了单纯利用 Radon 变换求解旋转参数易受图像空域嗓声影响的问题,提高了配准的精度, 同时大大减少了计算的花费。对 100 幅 MR 序列切片图像进行配准的实验表明,该方法能够稳定准确地实现 MR 序 列图像的配准。

关键词 图像配准,Radon 变换,功率诸估计,边缘检测 中图法分类号 TP391.41 **文献标识码** A

Cardiac MRI Registration Algorithm Based on Radon Transform and Power Spectrum

LUO Xiao-gang¹ LIU Jing-jing¹ WANG De-nuan¹ PENG Cheng-lin¹ HOU Chang-jun² HUO Dan-qun² (Key Laboratory of Biological Evolution Science and Technology of Ministry of Education, School of Bioengineering Chongqing University, Chongqing 400030, China)¹ (School of Bioengineering Changeing University Chongqing 400030, China)²

(School of Bioengineering, Chongqing University, Chongqing 400030, China)²

Abstract An image registration algorithm based on Radon transform and power spectrum was presented for Cardiac magnetic resonance(MR) serial section images. At the first step, a morphological edge detection method as MR image preprocessing was used to extract the edge features of MR images which are as the inputs of registration operation. Then registration parameters of scale, rotation and translation were obtained by the registration method based on Radon transform and power spectrum. At last, the registration result was obtained by the registration parameters. The algorithm has solved the problem that the registration result is sensitive to the spatial noise of MR images, improved the accuracy of registration and reduced the computational cost. With the algorithm, a hundred of MR images were used to registration tests. The results show that this algorithm can gain a good performance.

Keywords Image registration, Radon transform, Power spectrum, Edge detection

心动周期中,心脏的扭转运动对正常心功能具有很重要 的作用。心脏不正常的扭转形式,预示着心肌结构和功能的 改变。因此,心脏扭转角度是很有价值的临床诊断指标^[1,2]。 心脏磁共振(MR)序列切片图像能够准确地量化心室运动的 功能和心肌活性,通过对心室 MR 图像进行三维重建,能够 精确地反映心室和心肌束的运动情况,从而反映心肌病变。 该方式是目前心脏扭转运动研究的重要标准^[3]。其中心肌束 三维运动参数的获取,依赖于平面 MR 图像的三维重建的结 果,而三维重建以各序列切片 MR 图像配准为前提。因此,对 心脏 MR 图像进行配准,是心脏序列切片 MR 图像的三维重 建不可或缺的部分,具有重要的实用价值。 目前医学图像配准^[4-7]方法可分为基于像素的配准方法 和基于特征的配准方法两类。基于像素的配准方法以全部图 像像素为配准的输入,计算花费很大,往往用于多模图像的配 准。基于特征的图像配准方法是以图像间相同的特征之间的 几何关系来确定配准参数,计算量相对较小,但需要预先对图 像进行特征提取操作^[8]。Radon 变换^[9]用于图像配准,是近 年来新出现的配准方法,利用该方法可以方便快速地求出二 维图像的配准参数。但是,Radon 变换只限于空域的投影变 换,很容易受到线、点等空域噪声的影响,对于旋转参数的求 取很容易出现错误的结果。本文在基于 Radon 变换图像配 准方法的基础上,提出了基于 Radon 变换和功率谱结合的图

到稿日期:2011-05-09 返修日期:2011-08-18 本文受国家"863"计划资助项目(2006AA04Z349),国家自然科学基金(30600157),中央高校 基本科研业务费(CDJXS10231117),教育部高校博士点基金(20090191110030),重庆市自然科学基金(2009BB5219,2008AC7037),重庆大学大 型仪器设备开放基金资助。

罗小刚(1974一),男,副教授,主要研究方向为生物医学传感器、生物医学仪器,E-mail;luosteel@163.com;刘静静(1986一),女,硕士,主要研究 方向为图像处理及模式识别算法,E-mail;liujingjingcq@cqu.edu.cn(通信作者);汪德暖(1986一),男,硕士,主要研究方向为嵌入式软件设计及 图像处理算法。 像配准方法,解决了基于单纯 Radon 变换的配准方法易受空 域噪声影响的问题。同时在配准之初,对 MR 图像进行形态 学的边缘求取操作,利用边缘特征作为配准的输入,不仅降低 了噪声的影响,还大大减少了配准的时间。

1 Radon 变换及性质

Radon 变换^[10] 最初是由奥地利数学家 Johann Radon 于 1917 年提出的一种积分变换,它不仅在数学理论研究上有重 要的价值,在纯粹的图像处理领域,如图像识别、图像校准等 领域也得到越来越广泛的应用。Radon 变换能将图像数据从 二维降到一维,有很好的抗噪声特性。

二维图像 f(x, y)的 Radon 变换定义如下

 $R(\theta,t) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x,y) \delta(x\cos\theta + y\sin\theta - t) dxdy \quad (1)$ 式中,0<t<+∞且 0< θ <2 π ,t 代表沿着直线上的距离,t= $x\cos\theta$ + $y\sin\theta$ 。Radon 变换就是沿着一系列平行线的积分,所 有的投影组成的集合就是 Radon 变换或 x 射线断层投影。 根据 Radon 变换的定义可得到以下性质(设 $R(\theta,t)$ 为 f(x,t)

y)的 Radon 变换):

(1) 如果对原始图像 f(x,y)进行各向同性缩放,缩放因 子为 K,即 f(x,y)变成 f(kx,ky),其 Radon 变换设为 Rf(kx,ky),则

 $Rf(kx,ky) = \frac{1}{K}R(\theta,kt)$

(2) 如果对原始图像 f(x,y)进行旋转,则它对应 Radon 变换在 θ 方向上的平移。设旋转 ϕ 后图像的 Radon 变换为 $Rf(x\cos\phi-y\sin\phi,x\sin\phi+y\cos\phi)$,可得

 $Rf(x\cos\phi-y\sin\phi,x\sin\phi+y\cos\phi)=R(\theta+\phi,t)$

(3) 如果对原始图像 f(x,y)进行平移,则它对应 Radon 变换在 t 方向上的平移。设在 x 方向和 y 方向分别平移 x_0 和 y_0 ,平移后对应的 Radon 变换为 $Rf(x-x_0, y-y_0)$,可得

 $Rf(x-x_0, y-y_0) = R(\theta, t-x_0\cos\theta - y_0\sin\theta)$

根据以上性质,图像如果存在缩放、旋转和平移,则对应 其 Radon 变换运算的相应形式改变,因此可以根据原始图像 和变换后的图像的 Radon 变换,推导出图像的变换参数。本 文就是在 Radon 变换的基础上进行心脏 MR 图像配准算法 的设计。

2 Radon 变换和功率谱结合的图像配准算法

心脏 MR 图像配准过程可以通过平移、旋转和缩放3个 变换来完成,因此 MR 图像配准的过程实际上是平移、旋转 和缩放这3个配准参数的求解过程。Radon 变换和功率谱结 合的图像配准算法是在 Radon 变换的基础上,结合功率谱估 计,同时在时域和频域上进行配准参数的搜索,使得求取配准 参数更加稳定、准确。

算法的流程如图 1 所示。算法包括 4 个阶段。首先是对 待配准图像和参考图像进行预处理操作,获得图像的形态学 边缘,并将其作为配准的输入;其次,利用 Radon 变换的方法 求得配准的缩放参数,对待配准形态学边缘图像进行比例缩 放操作;再次,利用 Radon 变换和功率谱结合法求得配准的 旋转参数,对待配准形态学边缘图像进行旋转操作;最后,利 用 Radon 变换的方法求得平移参数。通过上述步骤获得配 准的缩放、旋转和平移参数,利用此配准参数对待配准图像进 行配准变换,即可得到配准后的图像。



图 1 Radon 变换和功率谱结合的图像配准算法流程

2.1 图像预处理

对参考图像和待配准图像进行预处理的目的是获得其边 缘图像,用边缘图像作为求取配准参数的输入,可以减少噪声 的干扰,同时减少时间的花费。本文利用形态学边缘检测的 方法来得到参考图像和待配准图像的形态学边缘图像。

形态学边缘是二值图像的膨胀结果与腐蚀结果之差。设 二值图像为 f(x,y),结构元素为 B(s,t),则形态学边缘图像 E(x,y)的表达式如下:

 $E(x,y) = (f(x,y) \oplus B(s,t)) - (f(x,y) \oplus B(s,t))$ (2) 式中, $f(x,y) \oplus B(s,t)$ 为形态学膨胀运算, $f(x,y) \oplus B(s,t)$ 为腐蚀运算,B(s,t)为圆形结构元素。

形态学边缘检测^[11]是以二值化后的 MR 图像为对象的。 二值化处理采用的是自适应阈值分割的方法,其具体步骤见 文献[12]。该方法能够很好地获得 MR 图像的二值信息,算 法流程如图 2 所示。



图 2 形态学边缘检测算法流程

图 3(c)和 3(d)为参考图像和待配准图像的二值图像。 利用形态学边缘检测方法对参考图像和待配准图像进行边缘 检测,得到二值边缘图像,如图 3(e)和 3(f)所示。从图中可 以看出,本方法可以很好地提取出 MR 图像的边缘。



图 3 图像预处理过程图

2.2 缩放参数求解

通过预处理获得参考图像的边缘图像和待配准图像的边 缘图像,其分别设为 g(x,y)和 f(x,y)。设 g(x,y)的 Radon 变换为 Rg(x,y), f(x,y)的 Radon 变换为 Rf(x,y),缩放参 数为K,根据中心切片定理和 Parseval 定理,推导 Radon 变换 的性质(1),可得

$$\int_{0}^{2\pi}\int_{-\infty}^{+\infty}Rf(x,y)dtd\theta = \frac{1}{k^{2}}\int_{0}^{2\pi}\int_{-\infty}^{+\infty}Rg(x,y)dtd\theta$$

所以缩放参数的求取,与旋转参数和平移参数无关。缩 放参数 K 可通过下式求得:

$$k^{2} = \frac{\int_{0}^{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} Rg(x,y) dt d\theta}{\int_{0}^{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} Rf(x,y) dt d\theta}$$
(3)

根据式(3)可知,利用 Radon 变换求解缩放参数,只需先 求出参考图像和待配准图像的 Radon 变换,再对其变换进行 全平面的积分,即可求出缩放参数。图像以离散矩阵的形式 进行处理,对式(3)的离散情况表达如下:

$$k^{2} = \frac{\sum\limits_{\theta \in [0,2\pi]} \sum\limits_{t=0}^{M} Rg(x,y) dt d\theta}{\sum\limits_{\theta \in [0,2\pi]} \sum\limits_{t=0}^{N} Rf(x,y) dt d\theta}$$
(4)

式中,M和N分别是参考图像和待配准图像的 Radon 变换的 位置信息的个数,k是缩放参数。

通过上式求得缩放参数 k,利用此参数缩放图 3 中待配 准边缘图像。缩放后的图像如图 3(b)所示。

2.3 旋转参数求解

根据 Radon 变换的性质(2)旋转图像,使其对应 Radon 变换在角度方向上的平移,因此可以使用"唯相技术"求解旋 转参数。

对参考图像和待配准图像的 Radon 变换进行 t 方向上的 积分,可得

$$P_{s}(\theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} Rg(x, y) dt$$
$$P_{t}(\theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} Rf(x, y) dt$$

根据性质(2)可知,由于通过缩放变换,待配准图像的边 缘图像与参考图像的边缘图像仅存在旋转和平移,因此存在 旋转角度 🖣 使得

 $P_s(\theta) = P_t(\theta + \varphi)$

因此可在 0~2π角度范围内进行搜索,旋转参数就是使 得下式 Rc 最小的搜索角度 ø:

$$Rc = \int_{0}^{2\pi} \left[p_t(\theta + \phi) - P_s(\theta) \right]^2 \mathrm{d}\theta$$
(5)

利用式(5)可以得到待配准图像的旋转参数。但是此方 法易受图像空域噪声的影响,使得旋转角度的求取不稳定,因 此本文提出了 Radon 变换与功率谱结合的旋转参数的求取 方法。首先求得参考图像和待配准图像的 Radon 变换 Rg (x,y)和 Rf(x,y),尔后对它们的 Radon 变换进行按位置的 功率谱估计运算,其离散表达式见式(6)。

$$P_{s}(\boldsymbol{k},\boldsymbol{\theta}) = \frac{1}{N} |DFT(Rg(\boldsymbol{x},\boldsymbol{y}))|^{2}$$

$$P_{t}(\boldsymbol{k},\boldsymbol{\theta}) = \frac{1}{N} |DFT(Rf(\boldsymbol{x},\boldsymbol{y}))|^{2}$$
(6)

式中,

$$DFT(Rg(x,y)) = \sum_{x=1}^{N} Rg(x,y) \exp(-j\frac{2\pi}{N}x'k)$$

$$k=1,2,\cdots,N$$

$$DFT(Rf(x,y)) = \sum_{x=1}^{N} Rf(x,y) \exp(-j\frac{2\pi}{N}x'k)$$

$$k=1,2,\cdots,N$$

然后,再在旋转角度方向上按位置进行功率谱[13]的累加 • 256 •

运算,得到旋转角度和累加值的映射关系,见式(7)。

$$P_{\omega}^{*}(\theta) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^{N} P_{s}(k,\theta)$$

$$P_{\omega}(\theta) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^{N} P_{t}(k,\theta)$$
(7)

由式(5)-式(7)可知,对待配准图像的功率谱累加值,在 旋转角度方向上进行搜索,直至得到使得下式 P。最小的搜索 角度 ø, ø 即是待配准图像的旋转参数。

 $P_{c} = \sum_{\boldsymbol{\theta} \in [0, 2\pi]} [P_{ta} (\boldsymbol{\theta} + \boldsymbol{\phi}) - P_{sa} (\boldsymbol{\theta})]^{2}$ (8)

由于本文的实验对象 MR 序列图片之间的角度旋转差 异很小,只需要在很小的角度范围内对 ø进行搜索运算,即可 得到旋转角度,因此本文为了节约计算的花费,采用了小角度 搜索的方法,即通过实验可以得知一个小角度范围,在该角度 范围内所有的 MR 序列图像通过式(7)计算都存在一个峰值, 则对 $P_{\mu}(\theta)$ 和 $P_{\mu}(\theta)$ 在这个角度范围内进行搜索,直到搜索 到它们的峰值为止,其所对应的角度为 ø, 和 ø,,则待配准图 像旋转参数可按下式求得

 $\phi = \phi_t - \phi_s$

(9)

本文通过实验选取的角度范围为-30°~30°。在此角度 范围内,通过式(7)计算 MR 序列图像的功率谱累加值,都可 稳定地得到一个峰值。在此角度范围内,对参考边缘图像和 已进行缩放变换的待配准边缘图像利用式(7)进行功率谱累 加值的计算,得到的累加值与旋转角度的关系如图 4(c)和 4 (d)所示。从图中可以看出,功率谱累加值在-300°~30°范 围内只含有一个峰值点,没有尖刺噪声的干扰。根据式(9)可 以正确地得到旋转参数。



图 4 旋转参数的求取过程

通过上述方法可准确地求得旋转参数 ø。利用此对图 4 (b)进行旋转变换,可得旋转后的待配准边缘图像。

2.4 平移参数求解

通过上述步骤对待配准图像进行缩放和旋转操作后,参 考图像的边缘图像与待配准图像的边缘图像只存在平移变 换。设水平和垂直方向上的平移参数分别为 x₀ 和 y₀,可根 据 Radon 变换的性质(3)求得平移参数。

关于 x 方向的平移参数,可对参考图像和待配准图像分 别进行 y 方向的 Radon 变换,再在 x 方向上搜索,使得下式 R_x 取得最小值的 Δx 即是 x 方向上的平移参数 x_0 。

$$R_x = \int_{-\infty}^{+\infty} [P_t(t) - P_s(t + \Delta x)]^2 dt$$
(10)

式中, $P_t(t) = Rf(x, y)(0, t), P_s(t) = Rg(x, y)(0, t)$ 。

同理在 y 方向上搜索得到 y 方向上的平移参数 y₀,即使 得下式 R_y 取得最小值的 Δy:

$$R_{y} = \int_{-\infty}^{+\infty} [P_{t}'(t) - P_{s}'(t + \Delta y)]^{2} dt$$
 (11)

 $\vec{\mathbf{x}} \mathbf{\psi}, P't(t) = Rf(x, y)(\frac{\pi}{2}, t), P_s'(t) = Rg(x, y)(\frac{\pi}{2}, t).$

至此,缩放、旋转和平移3个配准参数都已求得。利用该 配准参数对待配准图像进行配准变换,就可得到配准后的图 像。

3 实验结果及分析

为了验证本文设计的配准算法的实用性,实验对不同旋 转角度的心脏 MR 图像进行配准。参考图像如图 3(a)所示。 待配准图像如图 5 的(a)、(b)和(c)所示,待配准图像通过对 参考图像进行手动旋转、平移和缩放变换获得。图 5 的(d)、 (e)和(f)是利用单纯的 Radon 变换法(实验 1)进行配准后的 结果图像,图5的(g)、(h)和(i)是利用本文方法(实验2)进行 配准后的结果图像。它们的配准参数及与目标配准参数的对 比分析如表1所列。实验1是利用 Radon 变换法求得的3幅 待配准图像的配准参数,实验2是利用本文方法得到的配准 参数,旋转误差是3幅待配准图像的旋转误差的均值。从表 中可以看出,本文所设计的方法与单纯的 Radon 变换法相 比,能够更加稳定、准确地求出旋转参数,且配准的时间花费 也有所降低。这是由于本文方法加入的边缘检测的预处理步 骤不仅滤除了部分噪声干扰,还使得输入数据大大减少,从而 减少了时间的花费。同时结合 Radon 变换和功率谱,在时域 和频域上进行旋转角度的搜索,使得旋转角度的求取更加稳 定、准确。



图 5 MR 图像配准的结果图像比较

表1 MR 图像配准的参数分析

配准参数	缩放 (K)	旋转 (φ/度)	平移 (x ₀ ,y ₀)	耗时 (t/s)	旋转误差 (%)
标准	0.9	4.5	(10,12)		
	0.7	-4	(15,15)		
	0.8	6	(15,12)		
实 验1	0, 886	4.6	(11,11)	1,023	10, 1
	0.674	-3.2	(15,14)	1,453	
	0.801	6.5	(16,10)	0,995	
实验 2	0.880	4.3	(10,13)	0.661	3.4
	0.677	-3.9	(14,15)	0.612	
	0.795	5,8	(15,11)	0.553	

注:耗时的值是在 Windows 的 matlab 平台上求得的,电脑 CPU 配 置为(英特尔) Pentium(R) Dual-Core CPU-T4400-@ 2. 20GHz。 利用本文所设计的方法,对第三军医大学附属新桥医院 提供的 100 幅心脏 MR 序列图像进行了配准实验。实验结果 表明,此方法能够快速、准确地实现心脏 MR 图像的配准。图 6 是本方法在实际配准实验中的一幅结果图,其中图 6(a)和 6(b)是原始图像和待配准图像,图 6(c)是配准后结果图。



图 6 实际配准实验

结束语 本文针对心脏 MR 图像,提出了一种新颖的 Radon 变换与功率谱结合的图像配准算法,很好地实现了对 心脏 MR 连续切片图像的配准。文中分析了单纯 Radon 变 换的配准方法的不足,并用本文方法和单纯 Radon 变换法进 行了实验比较,结果表明本文的算法求得的旋转角度更加稳 定、准确,且配准的时间也有所降低。本文对大量的心脏 MR 图像序列进行了配准实验,结果也证明了本文的方法能够很 好地用于心脏 MR 序列切片图像的配准。

参考文献

- [1] 郭宝生,任卫东. 左室心尖与心底旋转变化规律的超声研究[J]. 中国超声医学杂志,2007,23(7):819-821
- [2] Torrent G F, Kocica M J, Corno A, et al. Systolic ventricular filling[J]. Eur J Cardio-thorac Surg, 2004, 25(1): 376-386
- [3] Torrent G F, Kocica M J, Corno A, et al. Towards new understanding of the heart structure and function[J]. Eur J Cardiothorac Surg, 2005, 27(2):191-201
- [4] 李雄飞,张存利,李鸿鹏,等. 医学图像配准技术进展[J]. 计算机 科学,2010,37(7):27-33
- [5] 王江涛,韩萍. 医学图像融合的临床应用与新进展[J]. 医学影像 学杂志,2009,19(4):476-478
- [6] 李恩中. 医学图像处理与分析软件平台综述[J]. 计算机科学与 探索,2008,2(5):468-477
- [7] 王伟,苏志勋.基于移动最小二乘法的医学图像配准[J]. 计算机 科学,2010,37(9):270-271,293
- [8] 刘君,朱善安,贺斌.基于边缘比对的 MR-PET 配准算法[J]. 浙 江大学学报:工学版,2008,4(42);627-631
- [9] 李鹏,俞凯君.使用 Radon 变换进行二维 MRI 图像配准[J].上 海生物医学工程,2006,4(27);229-232
- [10] Hsung T C, Lun D P K, Siu W C. The discrete periodic radon transform[J]. IEEE Trans. Signal Process, 1996, 44(10): 2651-2657
- [11] Liu Ting, Luo Xiao-gang, Peng Cheng-lin, et al. Improved morphological edge detection algorithm for ultrasound heart ventricular wall image in the motion of its rotation[C]//Bioinformatics and Biomedical Engineering, ICBBE2007, the 1st International Conference on Digital Object Identifier. 2007:960-963
- [12] 韩思奇,王蕾. 图像分割的阈值法综述[J]. 系统工程与电子技 术,2002,6(24):90-102
- [13] Deng N, Duan H L. An Automatic and Power Spectra-based Rotate Correcting Algorithm for Microarray Image[C] // Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference. Shanghai; IEEE EMBS, 2005; 898-901