

SPM软件包头动校正原理的分析与评价*

王 超1, 杜剑平2, 闫 镔1, 王大会2, 史大鹏2

Analysis and evaluation on the principle of realignment of the statistical parametric mapping software package

Wang Chao¹, Du Jian-ping², Yan Bin¹, Wang Da-hui², Shi Da-peng²

Abstract

BACKGROUND: Realignment is an important process in functional magnetic resonance imaging (fMRI) and the first step in the image preprocess of the widely used software package statistical parametric mapping (SPM). The reliability of the results is determined by the effect of realignment process.

OBJECTIVE: To analyze the basic principle and the key arithmetic in the process of realignment of SPM, including rigid body transformation, Gauss-Newton optimization and B-spline Interpolation.

METHODS: A set of real data were processed utilizing SPM2. Combined with the principle of the realignment, a way to evaluate the effect of the realignment is proposed: measure map and measure quality.

RESULTS AND CONCLUSION: Gauss-Newton optimization obtained optimized rigid body transformation parameters; B-spline Interpolation was used to obtain corrected images. Results show that these evaluation indexes can preferably evaluate the principle effect.

Wang C, Du JP, Yan B, Wang DH, Shi DP. Analysis and evaluation on the principle of realignment of the statistical parametric mapping software package.Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu. 2010;14(52): 9772-9776. [http://www.crter.cn http://en.zglckf.com]

摘要

背景: 头动校正是功能磁共振图像处理的一个重要步骤, 也是目前应用广泛的 SPM 软件的第一步, 其效果直接关系到结果 的可靠性。

目的:分析 SPM 软件包头动校正处理的基本原理和关键算法,包括刚体变换、高斯牛顿迭代算法和 B 样条插值算法。 方法:使用 SPM2 软件包对一组实际数据进行了处理,并结合头动校正的原理,提出了头动校正效果的评价方法:残差图与 残差平方和。 结果与结论:使用高斯牛顿迭代算法得到优化的刚体变换参数,用 B 样条插值算法对须校正的图像进行重采样得到校正后图 像,实现图像序列的头动校正。实验结果表明,评价指标能较好衡量算法效果。 关键词:头动校正; SPM; 刚体变换;高斯牛顿迭代算法; B 样条插值;残差图

doi:10.3969/j.issn.1673-8225.2010. 52.021

王超,杜剑平,闫镔,王大会,史大鹏. SPM 软件包头动校正原理的分析与评价[J].中国组织工程研究与临床康复,2010, 14(52):9772-9776. [http://www.crter.org http://cn.zglckf.com]

0 引言

随着脑功能成像技术不断发展,人类对大脑的研究不断深入,对数据的处理、分析和统计也提出了更高的要求。统计参数图(statistical parametric mapping, SPM)软件包作为国际上流行的处理脑功能成像数据的软件,得到了业界的公认。

SPM软件包处理的数据为analyze格式的 三维图像序列^[1],处理数据的流程为头动校正、 图像标准化、空间平滑、统计模型的建立与估 计。在统计模型的建立过程中要求三维图像序 列的同一体素位置对应同一物理位置^[2]。但是由 于功能磁共振图像(functional magnetic resonance imaging, fMRI)实验持续时间长(通 常在半小时以上),测量次数多(部分实验多达数 百次),被试的呼吸、血流脉动等生理因素造成 的头部运动在所难免。需要采取适当的办法来 消除它的影响。因此需要将图像序列中各个图 像对齐到第一个图像(称为参考图像),使数据精 确对准,具备可比性。

在分析头动校正的原理之后,本文提出了 一种头动校正效果的评价方法,并用实验说明 评价方法的可行性。

1 头动校正原理

头动校正分为求解校正参数和重切片2个步骤。首先将头动校正问题转化为旋转平移参数求解问题,并用高斯牛顿迭代算法进行参数求解,生成校正后坐标,最后用B样条插值重采样进行三维图像的重切片。

1.1 刚体变换 在实验过程中,假设被试头部

Information Engineering University, Zhengzhou 450002, Henan Province, China; ²Department of Radiology, Henan People's Hospital, Zhengzhou 450002, Henan Province, China

¹Information

Wang Chao, Information

Information Engineering University,

China

gmail.com

Information Engineering

University, Zhengzhou 450002,

Henan Province, China

ybspace2000@ sina.com

Supported by: the Science and

Program of Henan Province, No.

Received: 2010-06-21 Accepted: 2010-09-26

072300450240*

Technology Development

Engineering College.

Zhengzhou 450002, Henan Province,

charleswang0100@

Correspondence to:

Associate professor, Information

Engineering College,

Yan Bin, Doctor,

Engineering College,

的物理运动形式为平移运动和旋转运动,没有 产生结构间相对位置的改变,这种运动被称为 刚体运动[3]。在获得的两卷图像之间进行头动校 正的匹配,首先需要估计描叙刚体变换的六个 参数。定义刚体变换向量为: $\bar{q}(q_1, q_2, q_3, q_4,$ q5, q6)。其中q1, q2, q3, 依次代表头部沿x, y, z坐标轴的平移量大小; q4, q5, q6依次代 表头部绕x, y, z坐标轴的旋转角度大小。称 q_t(q₁, q₂, q₃)为平移变换向量, q_r(q₄, q₅, q₆) 为旋转变换向量。

实际上,此处的坐标是体素坐标,体素代 表的实际大小可能不是一个立方体,这样的坐 标是各向不同性的。为了保证各向同性,将体 素坐标转换为笛卡尔坐标来进行运算。如:一 卷图像f大小为: 64×64×30体素, 每个体素的 实际大小为: 3.125×3.125×4.8 mm3, 那么从 体素坐标到笛卡尔坐标的转换矩阵为:

$M_{vd} =$	3.125	0	0 –	103.13	
	0	3.125	0 -	84.375	(1)
	0	0	4.8	-62.4	
	lo	0	0	1 -	

其中右边的一列是将坐标原点移到图像中 心。

将资源图像f对齐到参考图像g的坐标变 换, 先将体素坐标转换为笛卡尔坐标。

$$g_e = M_g g \qquad (2)$$

$$f_e = M_f f \qquad (3)$$

在笛卡尔坐标系下,若点x(x1, x2, x3)沿 向量qt(q1, q2, q3)平移到点y(y1, y2, y3),则

$$y = x + q \tag{4}$$

写成矩阵形式为:





若点x(x1, x2, x3)绕坐标轴x的旋转角度q4, 得到点y(y1, y2, y3),则



$$\begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(q_4) & \sin(q_4) & 0 \\ 0 & -\sin(q_4) & \cos(q_4) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ 1 \end{bmatrix}$$
 (6)

 $R_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(q_4) & \sin(q_4) & 0 \\ 0 & -\sin(q_4) & \cos(q_4) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$

 其中,上式为绕x轴的旋转变换矩阵。即类

似的得到:

$R_y =$	$\left[\cos(q_5)\right]$	0 sin(a		7 ₅)	0]	
	0	1	0		0	
	$ -\sin(q_5) $	0 cos(d		$q_{5})$	0	
	0	0 0			1	
	$\cos(q_6)$	sin	(q_{6})	0	0]
R _z =	$-\sin(q_6)$	cos	$s(q_6)$	0	0	
	0		0	1	0	
	0		0	0	1	ł

分别为绕y轴z轴的旋转变换矩阵。由此得 到旋转变换矩阵:

> $R=R_xR_yR_z$ (7)

经过以上的推导,得到刚体变换矩阵为 Mr=TR,写成矩阵形式为:

$\begin{bmatrix} y_1 \end{bmatrix}$		<i>m</i> ₁₁	<i>m</i> ₁₂	<i>m</i> ₁₃	<i>m</i> ₁₄ -	$[x_1]$	
y ₂	=	<i>m</i> ₂₁	<i>m</i> ₂₂	<i>m</i> ₂₃	<i>m</i> ₂₄	x ₂ (8	(8)
y ₃		<i>m</i> ₃₁	<i>m</i> ₃₂	<i>m</i> ₃₃	<i>m</i> ₃₄	X ₃	
1		0	0	0	1 _	[1]	

所以笛卡尔坐标系下的变换过程为:



由式②、③和式⑨得到刚体变换过程为:

 $g=M_{q}^{-1}M_{r}M_{f}f$ (10)

1.2 高斯牛顿迭代算法 通过刚体变换实现了 两卷图像坐标上的变换。但是其中刚体变换向 量q(q1, q2, q3, q4, q5, q6)的值还有待确定, 求解刚体变换的6个独立未知参数使用高斯牛 顿迭代算法来实现。

考察参考图像g和待校正的资源图像f,将参

信息工程大学信 息工程学院,河南 省 郑 州 市 50002;²河南省 (民医院放射科, 可南省郑州市 50002

王超,男,1985 年生,湖南省常德 下人,汉族,2008 年信息工程大学 毕业,主要从事检 则技术与自动化 方面的研究。 harleswang010 @amail.com

通讯作者: 闫镔: 博士,副教授,信息工程大学信息 工程学院,河南省 郑州市 450002 vbspace2000@ sina.com

中图分类号:R318 文献标识码:B 文章编号:1673-8225 (2010)52-09772-05

收稿日期: 2010-06-21 修回日期: 2010-09-26 (20100621018/D · A)

考图像g的坐标xi通过刚体变换变换为资源图像的坐标 Mxi,想要将资源图像校正到参考图像,即使得校正后 的资源图像和参考图像残差平方和最小^[4]。由此定义残 差平方和函数作为目标函数:

$$x^{2} = \sum_{i} (f(Mx_{i}) - q_{7}g(x_{i}))^{2}$$
(11)

其中 x_i 表示第i个体素的坐标, $M=M^1M_r^{-1}M_g$ 为变换 矩阵,f(*)表示资源图像的灰度值,g(*)表示参考图像的 灰度值, q_7 为灰度平衡参数。 q_7 引入是为了平衡两幅图 像的灰度。向量 \bar{q} 扩展到七维 $\bar{q}(q_1, q_2, q_3, q_4, q_5, q_6, q_7)$ 。

*b*_i(*q*7)=*f*(*Mx*_i)-*q*7*g*(*x*_i)为源图像在刚体变换向量*q*下 变换后的第i个象素和参考图像第i个象素信号强度之 差。对于象素i,向量 *q*减少步长*t*时,将*b*_i(*q*-*t*)在*q*处泰 勒展开并保留一阶近似为:

$$b_{i}(\overline{q} - \overline{t}) = b_{i}(\overline{q}) - t_{1}\frac{\partial b_{i}(\overline{q})}{\partial q_{1}} - t_{2}\frac{\partial b_{i}(\overline{q})}{\partial q_{2}} - \dots - t_{7}\frac{\partial b_{i}(\overline{q})}{\partial q_{7}} + o(\overline{q} - \overline{t})$$

$$\equiv b_{i}(\overline{q}) - t_{1}\frac{\partial b_{i}(\overline{q})}{\partial q_{1}} - t_{2}\frac{\partial b_{i}(\overline{q})}{\partial q_{2}} - \dots - t_{7}\frac{\partial b_{i}(\overline{q})}{\partial q_{7}}$$

$$(12)$$

 \bar{t} 的选取应该使目标函数 $x^2 = \sum_i b_i (\bar{q} - \bar{t})^2$ 达到最小,即针对每个体素的(12)式趋近于0。将每个体素的 $b(\bar{q}-\bar{t})$ 都在 \bar{q} 处展开为(12)式,加以整理并写成矩阵形式为:



记为: $A\overline{t} \cong b$ 。则步长 \overline{t} 由最小二乘估计可求得 $\overline{t} = (A^T A)^{-1} A^T b$ 。

由式可以建立迭代方程,第n+1次迭代的q为:

$$\vec{q}^{(n+1)} = \vec{q}^{(n)} - t = \vec{q}^{(n)} - (A^T A)^{-1} A^T b$$
 (14)

得到迭代算法中的递推方程,当残差平方和函数趋于平缓或达到指定的迭代次数*Nth*时迭代结束,此时的优化结果**q**记为最优化的刚体变换参数。

残差平方和函数趋于平缓通过下式来刻画:



式中的**σ**_{th}是收敛门限,认为公式(15)成立则迭代过 程达到收敛。实际上,迭代过程有可能收敛到局部最优 解,而达不到全局最优解,也有可能根本不收敛。对于 收敛到局部最优解的问题,可以考虑使初值q的选取尽 量接近最优解,同时对图像进行平滑。对于不收敛的问 题,通过限制迭代次数*N*th来终止迭代过程。

1.3 B样条插值 刚体变换及其参数求解其本质是通过 坐标系的旋转和平移实现两卷图像在物理位置上的统 一,但其坐标系并不统一。为了方便后期计算,还要进 行坐标系的统一,即要在参考图像的坐标系下对配准图 像进行重采样,计算图像校正后图像各体素的象素值^[5]。

计算新象素的灰度值主要方法采用插值的方法,常用的有:最近相邻法、三线性插值法、正弦插值法和B样条插值等,选择何种方法根据计算精度和计算能力来定^[6-8]。SPM2软件包默认参数采用B样条插值。

所谓插值问题,就是指由实验或测量得到某一函数 y=f(x)在一系列节点x₀, x₁,…x_n处值y₀, y₁,…y_n,需要 构造一个简单函数φ(x)作为y=f(x)的近似表达式,仅需满 足:

$$y_i = f(x_i) = \varphi(x_i)(i=0, ..., n)$$
 (16)

φ(x)被称为插值函数。 考察n阶的B样条函数:

$$\beta^{n}(x) = \sum_{j=0}^{n} \frac{(-1)^{j}(n+1)}{(n+1-j)! j!} \max\left(\frac{n+1}{2} + x - j, 0\right)^{n}$$
(17)

n阶的B样条函数可以提供了一个正交完备的n阶多项式子空间,在此空间里,任意函数*g(x)*可以表达成:

$$g(x) = \sum_{i = -\infty}^{\infty} c(i)\beta^{n}(x-i)$$
 (18)

用B样条函数构造n阶多项式子空间的完备正交基, 通过基函数的线性组合来表示插值函数*φ*(*x*),其中*c*(*i*) 为其线性组合的系数。

公式(13)有n个未知系数c,由y_i=f(x_i)=φ(x) (*i*=0,...*n*),形成了n个约束条件。由方程的理论可以求 得n个未知系数c,得到插值函数φ(x),从而重构函数 y_i=f(x)。

在实际图像的处理中,已知参考图像g,资源图像f, 和将f对齐到g的坐标变换矩阵M。先构造一卷空的头动 校正后的图像rf,在逐体素的将rf反变换到f,在f中B样 条插值得到当前rf的灰度值^[9]。这样就完成了头动校正的 重采样,得到头动校正后图像rf。

2 实验

在SPM2软件平台上,处理了一组实际试验数据,以验证和评价该算法的效果。



数据采集平台为河南省人民医院的磁共振扫描仪。 机器为德国Siemens公司3.0T MAGNETOM Trio,a Tim system超导型fMRI系统。矢状位定位,切面平行前后联 合连线,TR=3000 ms,TE=30 ms,FA=90°,FOV= 200 mm× 200 mm,层厚=3 mm,层间距=0 mm。fMRI 成像前要求被试放松,检查中保持头部制动^[10-12]。采用 BOLD-imaging模式。采用静息态扫描,实验共采集40 幅图像。

用SPM2进行头动校正处理,结果见图1,2。



图1为平移变换的参数图,横坐标代表图像,纵坐 标代表平移量的大小。



图2为旋转变换的参数图,横坐标代表图像,纵坐标代表旋转的度数。从图中分析可知,此次试验被试头部的运动较小,平移小于0.1 mm,旋转小于0.2°。重切片后,从图像中直观的看头动校正的结果,差异并不明显。于是定义残差图与残差平方和函数来衡量头动校正的效果[13-14]。 $x_{1}^{2} = \sum_{i} (f(x_{i}) - g(x_{i}))^{2} 为校正前图像与参考图像象素值差的平方和, <math>x_{2}^{2} = \sum_{i} (f_{i}(x_{i}) - g(x_{i}))^{2} 为校正后图像与参考图像象素值差的平方和。$

定义**Q=x**²/**x**¹²为头动校正质量评价值。**Q**值越小, 对齐效果越好。 选取图像序列对齐前后第30幅图像的第15层进行 对比分析,残差图像见图3:



Figure 3 Error image 图 3 残差图像

数值结果如下: 头动校正效果评价值: x₁²=1 719 057.599 398 x₂²=1 592 744.812 611

Q=0.926 522

由残差图和效果评价值可见,该算法实现了时间序 列图像头部运动的校正。

3 结论

SPM软件的一般线性模型要求图像序列同一体素 位置对应同一脑部位置,在预处理阶段进行了头动校正 处理^[15]。SPM软件包头动校正原理的提出,是根据数据 实际的物理意义,假定头动只存在平移运动和旋转运 动,不存在头部的形变,用刚体运动来描叙。使用高斯 牛顿迭代算法得到优化的刚体变换参数,用B样条插值 算法对须校正的图像进行重采样得到校正后图像,实现 图像序列的头动校正。而对于头动校正效果的评价,提 出了残差图和残差平方和的方法。从实验结果残差图图 3可以看到,头动校正在一定程度上实现了图像序列的 配准。对于校正后图像与参考图像的残差图,依然能看 到模糊的轮廓线,这是由图像的分辨率不够高和重采样 引起的^[16-17]。同时,激活区灰度值的改变对于高斯牛顿 迭代算法收敛条件的影响也有待进一步讨论。

4 参考文献

- [1] Frackowiak RSJ, Friston KJ, Frith CD, et al. Human Brain
- Function.San Diego: Academic Press.1997:44-48. [2] Tang XW. Hefei:The press of the University of Science and Technology of Ching 1000/50 90
- Technology of China. 1999:60-89.
 唐孝威.脑功能成像[M].合肥:中国科学技术大学出版社,1999:60-89.
 [3] Bao SL. Zhengzhou:The press of University of Zhengzhou. 2006:
- [3] Bao St. Zhengzhou, The pless of Oniversity of Zhengzhou. 2000.
 99-132.
 包尚联.脑功能成像物理学[M].郑州:郑州大学出版社,2006:99-132.
- [4] Members & collaborators of the Welcome Department of Imaging Neuroscience. Statistical Parametric Mapping Introduction [EBOL]. http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/.
- [5] Rohlfing T, Zahr NM, Sullivan EV, et al. The SRI24 multichannel atlas of normal adult human brain structure. Hum Brain Mapp.

2010;31(5):798-819.

- Bekkers EJ, Taylor CA. Multiscale vascular surface model [6] generation from medical imaging data using hierarchical features.
- IEEE Trans Med Imaging. 2008;27(3):331-341. Bernard O, Friboulet D, Thévenaz P, et al. Variational B-spline [7] evolution. IEEE Trans Image Process. 2009;18(6):1179-1191.
- Muñoz-Barrutia A, Artaechevarria X, Ortiz-de-Solorzano C [8] Spatially variant convolution with scaled B-splines. IEEE Trans Image Process. 2010;19(1):11-24.
- Triosh S, Van De Ville D, Unser M. Polyharmonic smoothing splines and the multidimensional Wiener filtering of fractal-like [9] signals. IEEE Trans Image Process. 2006;15(9):2616-2630. Friston KJ, Williams S, Howard R, et al.Movement-related effects
- [10] in fMRI time-series. Magn Reson Med. 1996;35(3):346-355.
- Hajnal JV, Myers R, Oatridge A, et al. Artifacts due to stimulus [11] correlated motion in functional imaging of the brain. Magn Reson Med. 1994;31(3):283-291
- Cox RW, Jesmanowicz A. Real-time 3D image registration for functional MRI. Magn Reson Med. 1999;42(6):1014-1018. Noll DC, Boada FE, Eddy WF. A spectral approach to analyzing [12]
- [13] slice selection in planar imaging: optimization for through-plane interpolation. Magn Reson Med. 1997;38(1):151-160.
- [14] Andersson JL, Vagnhammar BE, Schneider H. Accurate attenuation correction despite movement during PET imaging. J Nucl Med. 1995 ;36(4):670-678.

- Tang HW, Pan LL, Tang YY. Yingyong Jichu yu Gongcheng Kexue Xuebao. 2005;13(3):223-231. [15] ·源.SPM的数学基础及其在脑功能成像研究中的
- 唐焕文,潘丽丽,唐一源,SPM的数学基础及其在脑功能成像研究中的应用[J].应用基础与工程科学学报,2005,13(3):223-231. Hooper PK, Meikle SR, Eberl S, et al. Validation of postinjection [16] transmission measurements for attenuation correction in neurological FDG-PET studies. J Nucl Med. 1996;37(1):128-136.
- Luo SQ, LV WX. Guowai Yixue Shengwu Yixue Gongcheng [17] Fence. 1999;22(1):1-7. 罗述谦,吕维雪. 医学图像配准技术[J].国外医学生物医学工程分册, 1999,22(1):1-7.

来自本文课题的更多信息--

基金资助:本课题受河南省科技发展计划项目 (072300450240)资助。

利益冲突:课题未涉及任何厂家及相关雇主或其他经济 组织直接或间接的经济或利益的赞助。

① 276元 ISSN 1673-8225 CN 21-1539/R 2010 年版权归《中国组织工程研究与临床康复》杂志社所有
 ①

医学英语单词例句:本刊英文部

inflammation

n.发炎,炎症,燃烧,激动

英英解释:

1.a response of body tissues to injury or irritation; characterized by pain and swelling and redness and heat 同义词: redness, rubor 2.the state of being emotionally aroused and worked up 同义词: excitement, excitation, fervor, fervour 3.arousal to violent emotion 同义词: inflaming 4.the act of setting something on fire 同义词: ignition, firing, lighting, kindling

本刊例句:

It is necessary to explore the molecular mechanism and pathological changes in the process of inflammation and to study prevention and treatment of the inflammation.

vessel

n.容器,器皿,船,舰 n.血管,脉管,[植]导管

词义辩说:

boat, ship, canoe, steamer, vessel, craft 这些名词均含有"船"之意。

boat: 泛指任何大小的船只,尤指靠划 桨或风帆行进的无篷小船。 ship: 含义广,一般指大轮船,如航海 船只,内河航运船只。 canoe: 指长而轻, 用桨的小舟、独木 船。 steamer: 指靠蒸汽发动机为动力的船 只。 vessel: 多指运货或运人的大船。 craft: 船只的集合名词, 但可指单独的 船只。

英英解释:

1.a tube in which a body fluid circulates 同义词: vas 2.a craft designed for water transportation 同义词: watercraft 3.an object used as a container (especially for liquids)

本刊例句:

Based on principle of communicating vessels, pressure device was self-designed.

atherosclerosis

n. [医]动脉硬化 [词形变化] 形容词: atherosclerotic 副词: atherosclerotically

英英解释:

1.a stage of arteriosclerosis involving fatty deposits (atheromas) inside the arterial walls

同义词: coronary artery disease

本刊例句:

We believe that inflammatory processes will be new targets of therapy in preventing or treating atherosclerosis and its complications.

dislocation

n. 脱节,动乱,脱臼,位错

英英解释:

1.an event that results in a displacement or discontinuity 同义词: disruption 2.the act of disrupting an established order so it fails to continue 同义词: breakdown 3.a displacement of a part (especially a bone) from its normal position (as in the shoulder or the vertebral column)

本刊例句:

There was no prosthesis loosening or dislocation.