

Drift correction in fMRI signal based on mathematical morphology

KANG Yun¹, YE De-rong^{1*}, WEI Peng-xu², JIAO Yong-hong³

(1. School of Biomedical Engineering, Capital Medical University, Beijing 100069, China;

2. China Rehabilitation Research Center, Beijing 100068, China;

3. Eye Centre, Tongren Hospital, Capital Medical University, Beijing 100730, China)

[Abstract] **Objective** To establish a new approach based on mathematical morphology that can effectively reduce the drifts in functional magnetic resonance imaging (fMRI) signals. **Methods** Based on investigation of the characteristic of drifted fMRI signals, a mathematical morphology method for baseline drift correction was presented. **Results** With both simulated data and real fMRI data, the results of the experiment showed that the mathematical morphology method can effectively correct the baseline drifts. **Conclusion** Both linear and nonlinear drifts can be removed with the proposed method without any statistical model assumption. **[Key words]** Functional magnetic resonance imaging (fMRI); Drift; Mathematical morphology

基于数学形态学的功能磁共振信号漂移校正方法

康 韵¹, 叶德荣^{1*}, 魏鹏绪², 焦永红³

(1. 首都医科大学生物医学工程学院, 北京 100069; 2. 中国康复研究中心, 北京 100068;

3. 首都医科大学附属同仁医院眼科中心, 北京 100730)

[摘要] **目的** 探讨基于数学形态学的功能磁共振信号漂移校正新方法。**方法** 根据 fMRI 信号漂移成分的形态特征, 采用基于数学形态学的方法校正 fMRI 信号的基线漂移。**结果** 应用模拟数据和真实数据测试表明, 数学形态学方法能够有效地校正 fMRI 信号的基线漂移。**结论** 本研究提出的方法能够同时校正线性和非线性漂移, 而不需要任何统计学模型假设。

[关键词] 功能磁共振成像; 漂移; 数学形态学

[中图分类号] R445.2 [文献标识码] A [文章编号] 1003-3289(2010)02-0343-04

作为一种非侵入式的脑功能成像技术, 功能磁共振成像 (functional magnetic resonance imaging, fMRI) 被广泛应用于脑认知科学和临床疾病研究等领域。近年来, 该技术已进一步被应用于穴位刺激对中枢调节效应的研究, 为开发更为有效的针灸疗法提供依据。基于血氧水平依赖 (blood oxygen level-dependent, BOLD) 效应的 fMRI 是目前应用最为广泛的功能磁共振成像技术。但是 BOLD 响应变化幅度小, 并且由于磁场不均匀、头动等因素的干扰, 信号中常混有各种噪声, 给分析 fMRI 数据带来困难。研究^[1-3]表明, fMRI 时间序列信号普遍存在基线漂移现象, 在使用统计学方法分析 fMRI 数据时造成误差。有学者对基线漂移现象做过较深入的研究, 其

中 Smith 等^[2]采用不同厂家的磁共振扫描仪、不同的回波序列, 分别对死亡不久的尸体、普通受试者、均匀及非均匀体模进行时间序列成像, 发现漂移现象普遍存在, 即使在尸体和非均匀体模上应用功能成像也能够发现漂移现象, 因此推测低频漂移可能主要与成像设备及成像物体的非均匀性有关。目前校正 fMRI 信号漂移的方法有小波分析、改进的通用线性模型和主成分法等^[1,3,4]。小波变换具有多分辨率分析的优良性质, 经过多尺度小波分解后可以得到各种频率的成分, 通过建立的统计学模型和选取规则对每一级小波分解进行判断, 确定其是否为漂移成分, 但与其他统计学方法一样, 需要构建统计学模型, 做出一定的模型假设。实际上, 漂移现象在生理电信号中也常常出现, 张乾等^[5]将数学形态学滤波方法应用于心电信号的基线漂移校正, 取得了很好的效果。与生理电信号相比, fMRI 信号的构成更为复杂多变, 采样率低, 受血流动力学变化影响大, 其发生存在明显的延迟效应, 而且信号变化幅度相对较小^[6]。

本研究在对 fMRI 信号形态特征研究的基础上, 提出一

[基金项目] 北京市教育委员会科技计划 (KM201010025008)、首都医科大学基础-临床科研合作基金 (2007JL62, 2009JL36)。

[作者简介] 康韵 (1984 -), 男, 云南开远人, 在读硕士。研究方向: 功能磁共振成像数据分析。E-mail: memory_1984@yahoo.cn

[通讯作者] 叶德荣, 首都医科大学生物医学工程学院计算机教研室, 100069。E-mail: derongye@yahoo.com.cn

[收稿日期] 2009-09-25 [修回日期] 2009-12-01

种基于数学形态学的 fMRI 信号漂移校正方法。该方法无需统计学模型假设,物理意义更加直观,算法设计更为简单,可有效地校正漂移成分,同时保留信号细节。

1 设计与方法

1.1 算法基础 数学形态学建立在集合论、拓扑学、微分几何等数学分支基础上。数学形态学方法具有形态选择的特点,其形态操作主要依据结构元素的几何形状和尺度。数学形态学的基本运算包括膨胀,腐蚀,开启和闭合。假定待处理信号为 $f(n)$, 定义域为 $D[f] = \{0, 1, \dots, N-1\}$, 对应的结构元素为 $s(m)$, 定义域 $D[S] = \{0, 1, \dots, M-1\}$, $N > M$, 其中 N 和 M 为整数,表示信号和结构元素的长度,则膨胀和腐蚀的运算公式分别为:

$$(f \oplus s)(n) = \max_{m=0,1,\dots,M-1} \{f(n-m) + s(m)\} \quad (1)$$

$$(f \ominus s)(n) = \min_{m=0,1,\dots,M-1} \{f(n+m) - s(m)\} \quad (2)$$

其中 $\oplus$ 表示膨胀运算, $\ominus$ 表示腐蚀运算。开和闭是基于膨胀,腐蚀组合的运算。开运算是先腐蚀后膨胀。闭运算相反,分别如下所示:

$$(fos)(n) = [(f \ominus s) \oplus s](n) \quad (3)$$

$$(f \bullet s)(n) = [(f \oplus s) \ominus s](n) \quad (4)$$

其中 $\circ$ 表示开运算, $\bullet$ 表示闭运算。

1.2 算法设计 数学形态学方法对信号的处理是依据形态特征。开运算可以去掉小于结构元素尺寸的信号波峰,其具有非扩展性,处理后的信号幅值小于或等于原信号。闭运算可以填平小于结构元素尺寸的信号波谷,其具有扩展性,处理后信号幅值大于或等于原信号。如果对信号进行开运算,当结构元素尺寸大于信号最宽的波峰时,所有信号的波峰就会被去除。采用先开后闭的形态滤波,可以同时去除小于结构元素尺度的波峰及波谷,而且由于开运算在先,闭运算在后,开闭滤波^[7]得到的是经对偶运算后信号的下界。反之,先闭后开运算也同样可以去除峰和填平谷,但闭开滤波具有上界滤波特性。

fMRI 信号主要由刺激响应信号、生理噪声、仪器噪声等组成。响应信号反映刺激导致的血液动力学变化,信号一般出现在激活区附近。就响应信号的形态而言,与血液动力学函数有相似特征,主要表现为有明显的波峰,该波峰具有一定宽度,且与刺激时间相关。对于组块实验设计的 fMRI 信号,响应信号具有较宽的波峰,对应的静息期间呈现较平缓的波谷,在 fMRI 时间序列中通常占据中频段,而生理噪声以及仪器噪声主要表现为尖峰和峡谷的高频噪声以及缓慢变化的低频漂移^[8,9]。考虑到 fMRI 信号的特点,在脑活动期间,受脑血流变化和扫描硬件的影响,信号波动较大^[6],而静息期间波动较小;由于低频漂移主要与仪器和成像对象有关^[2],与脑活动关系不大,静息期间信号的变化能够更准确地反映低频漂移。因

此,如果滤除静息信号的高频成分,剩下的则主要为缓慢变化的低频漂移。静息信号主要表现在 fMRI 信号底部缓慢变化的波谷,根据数学形态运算的性质,开闭滤波是下界滤波器,只要结构元素的尺寸大于刺激响应的波峰宽度,同时小于漂移成分波形变化宽度,采用开闭滤波就可以去掉其他成分,而将漂移线保留下来。根据上述分析,笔者设计了 fMRI 时间序列的漂移校正滤波器。简要处理步骤如下:

(1) 用小尺度结构元素 s_{co} 闭开滤波去除高频分量。如果 $f_m(n)$ 表示体素 m 的 fMRI 信号, n 为序列参数,滤波后的输出信号为 $g_m(n)$:

$$g_m(n) = (f_m \bullet s_{co} \circ s_{co})(n) \quad (5)$$

这一过程主要是为了去除尖峰和峡谷值,因此 s_{co} 的长度应该取较小值,如果采用线性结构元素,通常可取 3~5。

(2) 用大尺度结构元素 s_{oc} 对高频滤波后的信号 $g_m(n)$ 进行开闭滤波。输出为 $h_m(n)$:

$$h_m(n) = (g_m \circ s_{oc} \oplus s_{oc})(n) \quad (6)$$

该过程是为了去除漂移信号上所有的波峰和波谷,根据上述分析, s_{oc} 的长度应大于 fMRI 信号中最大波峰宽度,而最大波峰宽度与实验设计参数相关,如果实验设计中刺激持续时间为 T_s ,静息持续时间为 T_c ,通常可以取 $s_{oc} = T_s + T_c$ 。

(3) 从原始信号中去除漂移成分,得到校正后 fMRI 信号 $w_m(n)$

$$w_m(n) = f_m(n) - h_m(n) \quad (7)$$

2 结果

2.1 模拟数据测试 根据已有研究的模拟数据设计方法^[10],笔者对本研究提出的算法进行了模拟测试。首先产生刺激方波,刺激持续期为 1,静息期为 0;然后将方波与统计参数映射 (statistical parametric mapping, SPM) 软件提供的血流动力学函数进行卷积;最后加入随机高斯白噪声,得到模拟 fMRI 信号 (图 1A)。图 1B 为加入漂移的模拟信号。图 1C 为应用本文提出方法对模拟信号进行校正的结果,其中闭开高频滤波采用长度为 3 的线性结构元素,开闭滤波的结构元素长度为一个实验周期,即 $s_{oc} = T_s + T_c$ 。图 1D 为校正后信号与原始未含漂移的模拟信号比较。

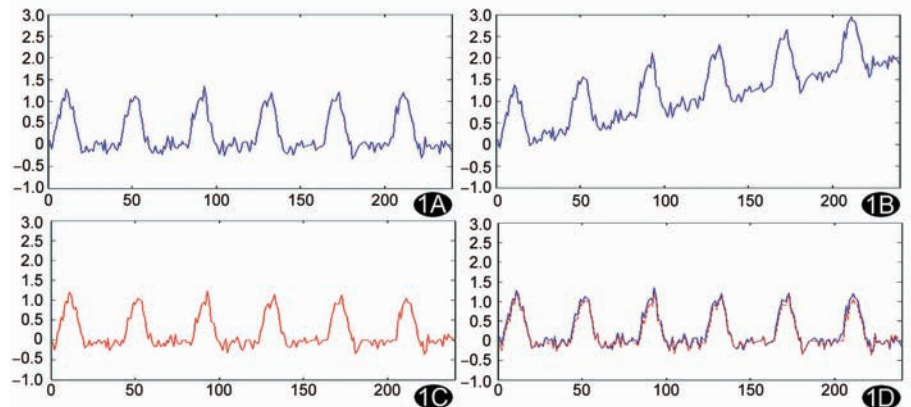


图 1 应用模拟数据对算法测试结果 A. 没有加入漂移的模拟信号; B. 包含漂移成分的模拟信号; C. 应用本文方法校正后的信号; D. 校正后信号 (红色线) 与未加漂移 (蓝色线) 信号的对比

由于不同的实验设计参数会影响信号的波峰、波谷宽度,每次实验产生的随机噪声的形态也会有所不同。为更全面地验证算法,本研究进一步扩展了模拟实验。针对组块型实验设计,本研究分三种情况构建了模拟数据。即 $T_c > T_s$, $T_c < T_s$ 和 $T_c = T_s$ 。 T_c 表示静息持续时间, T_s 为刺激持续时间,每组实验为 6 次循环。具体实验参数如表 1 所示。

表 1 组块型实验设计的 T_c, T_s 取值

实验类型	参数设计	
组块型实验设计	$T_c > T_s$	$T_c = 40, T_s = 15$
	$T_c < T_s$	$T_c = 10, T_s = 30$
	$T_c = T_s$	$T_c = 30, T_s = 30$

注: T_s : 刺激持续时间; T_c : 静息持续时间

由于噪声强度以及漂移程度都有可能影响校正效果,本研究用不同信噪比(SNR)和漂移比的模拟数据对本文提出的算法进行了测试,并用校正后信号与无漂移原始模拟信号的相关系数来测量效果。其中漂移比为漂移成分的最大幅值与刺激方波的最大幅值之比。测试结果见表 2。因模拟数据加入的噪声是随机的,每次处理结果略有不同,表中相关系数均为随机产生的 1000 个模拟数据的统计平均值。

表 2 不同信噪比,漂移比的模拟数据处理前后的相关系数

实验参数	漂移比	SNR		
		15 dB	25 dB	35 dB
$T_c > T_s$	0.50	0.9926	0.9970	0.9982
	1.00	0.9891	0.9941	0.9946
	2.00	0.9815	0.9878	0.9886
$T_c < T_s$	0.50	0.9789	0.9929	0.9959
	1.00	0.9736	0.9894	0.9921
	2.00	0.9564	0.9731	0.9755
$T_c = T_s$	0.50	0.9892	0.9958	0.9975
	1.00	0.9870	0.9950	0.9962
	2.00	0.9820	0.9902	0.9916

注: 表格中显示值为每种实验设计参数对应不同漂移比和信噪比处理前后的相关系数

从实验结果中可以看出,噪声强弱、漂移程度对处理结果的影响不大。

2.2 真实数据测试 本文所用测试数据来自 Calhoun 等开发的 fMRI 独立成分分析软件包(Group ICA of fMRI Toolbox, GIFT)^[11]。该数据使用组块型实验设计,执行任务为左右视觉交替棋盘格刺激,同时顺序叩击对应侧手指。左右视觉刺激持续时间均为 15 s,静息时间为 40 s,左视觉延迟右视觉 20 s 开始刺激。TR 为 1 s。进行 4 次循环总共采集 220 个时间点。经过观察数据,发现脑部边缘体素点的时间序列存在漂

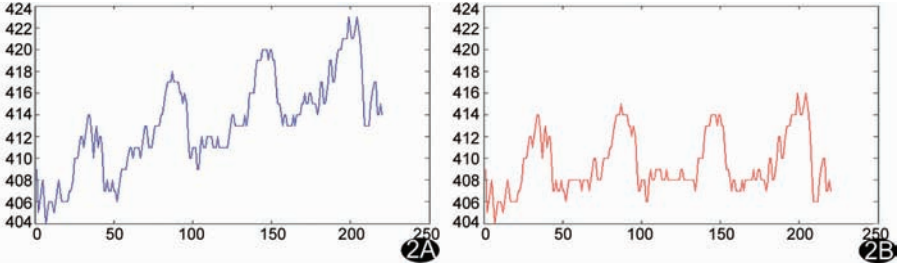


图 2 应用真实数据对算法测试结果 A. 随机抽取的 fMRI 信号; B. 应用本文方法校正后的信号

移,与已有的研究相符合^[2]。本实验随机抽取该区域内一个体素点的 fMRI 时间序列信号(图 2A),采用本文方法校正的结果见图 2B。

3 讨论与结论

本研究根据 fMRI 信号的特征,提出了一种串行形态滤波方法校正 fMRI 信号漂移。本文主要对激活区含有漂移的信号进行研究与讨论,对不含漂移的信号以及非激活区信号也进行了测试,发现处理后并不会影响信号原有的形态结构,只是没有漂移的信号经校正后会在上下方向略有平移,但仍然与原信号强相关,不会影响数据的相关分析,而且很容易用归一化方法去掉平移。因此,可以用本方法逐体素对 fMRI 信号进行校正,而不用知道信号是否有漂移存在,也说明数学形态学方法具有一定的稳健性。本文对算法的测试主要局限在线性漂移的校正。本研究对非线性漂移信号的校正也进行了模拟测试,其中用不同频率的正弦函数相加以模拟漂移线^[1],得到的结果与线性漂移类似,这可能是由于数学形态学具有非线性特性,主要依赖于信号本身的形态特征进行处理,而与漂移线是否为线性无关。

[参考文献]

[1] Luo H, Puthusserypady S. Analysis of fMRI data with drift: modified general linear model and bayesian estimator. IEEE Trans Biomed Eng, 2008, 55(5): 1504-1511.

[2] Smith AM, Lewis BK, Ruttimann UE, et al. Investigation of low frequency drift in fMRI signal. NeuroImage, 1999, 9(5): 526-533.

[3] Meyer F. Wavelet-based estimation of a semiparametric generalized linear model of fMRI time-series. IEEE Trans Med Imaging, 2003, 22(3): 315-322.

[4] Huang CC, Liou M, Cheng PE. Baseline correction of functional MR time courses with PCA. Neural Information Processing, Proceedings of the 9th International Conference, 2002: 433-435.

[5] 张乾, 赵春晖. 基于数学形态滤波器的医学信号处理. 哈尔滨工程大学硕士学位论文, 2002.

[6] 张志强, 王世杰, 卢光明. 功能磁共振数据处理分析的原理及应用. 中国医学影像技术, 2004, 20(10): 1632-1635.

[7] Xu GH, Wang J, Zhang Q, et al. A spike detection method in EEG based on improved morphological filter. Comput Biol Med, 2007, 37(11): 1647-1652.

[8] McKeown MJ, Hansen LK, Sejnowski TJ. Independent component analysis of functional MRI: what is signal and what is noise? Current Opin-

ion in Neurobiology, 2003, 13(5): 620-629.

[9] Tanabe J, Miller D, Tregellas J, et al. Comparison of detrending methods for optimal fMRI preprocessing. NeuroImage, 2002, 15(4): 902-907.

[10] Lowe MJ, Russell DP. Treatment of baseline drifts in fMRI time series

analysis. J Comput Assist Tomogr, 1999, 23(3): 463-473.

[11] Calhoun VD, Adali T, Pekar JJ, et al. Latency (in) sensitive ICA: Group independent component analysis of fMRI data in the temporal frequency domain. NeuroImage, 2003, 20(3): 1661-1669.

Prostatic cystadenoma: Case report

前列腺囊腺瘤 1 例

李春媚, 陈 敏, 赵伟峰, 张 宏, 李珮英, 王文超, 张 晨, 周 诚

(卫生部北京医院放射科, 北京 100730)

[Key words] Prostatic cystadenoma; Magnetic resonance imaging; Tomography, X-ray computed

[关键词] 前列腺囊腺瘤; 磁共振成像; 体层摄影术, X 线计算机

[中图分类号] R737.25; R814.42; R445.2 [文献标识码] B [文章编号] 1003-3289(2010)02-0346-01

患者男, 71 岁。10 年前出现尿频、夜尿增多, 渐加重, 出现尿线细, 排尿无力, 尿路中断, 尿后滴沥。1 周前酒后排尿困难症状明显加重, 出现点滴状排尿, 伴尿痛, 无血尿、腰痛及畏寒发热。1 天前因出现尿闭而行耻骨上膀胱穿刺抽尿。直肠指诊: 前列腺Ⅲ度增大, 中央沟消失, 质地中, 表面光滑, 无结节, 肛管括约肌张力正常, 指套无污染血。PSA: 24.55 ng/ml。经直肠超声所见: 正常前列腺形态消失, 在前列腺位置见一大小 10.8 cm × 8.9 cm × 8.3 cm 肿物, 内见无回声及高回声区, 呈网格状, 边界尚清, 肿物内探及极少量彩色血流信号。增强 CT: 盆腔内见不规则囊实性肿块, 大小约 10.0 cm × 8.8 cm × 7.0 cm, 囊性为主, 并可见分隔, 增强后病灶周边与分隔明显强化, 部分病灶与前列腺及膀胱界限不清, 前列腺显示不清, 膀胱受压向左前方移位(图 1A)。双侧精囊腺未见显示。MRI: 平扫见上述肿物囊性部分呈长 T1 长 T2 信号, 分隔及实性部分呈等 T1、稍长 T2 信号, 压脂后肿物内信号未见改变, 膀胱受压向前上方移位, 前列腺显示不清(图 1B)。增强后可见肿物实性部分明显不均匀强化。双侧精囊腺未见显示。术前影像诊断: 盆腔内囊实性肿物, 与前列腺关系密切。术后病理诊断: (盆腔) 前列腺囊腺瘤, 免疫组化 PSA (+)。



图 1 前列腺囊腺瘤影像表现 A. 增强 CT 动脉期示盆腔内不规则囊实性肿块, 实性部分 CT 值 54.2 HU, 囊性部分 CT 值 11.5 HU, 可见膀胱受压向左前方移位; B. MR T2WI 轴位平扫

于肿块过大压迫周围器官和组织而引起, 典型临床表现为泌尿系梗阻症状, 伴或不伴腹部包块。有报道前列腺囊腺瘤主要症状可表现为无精, 系肿块压迫精囊腺所致。该类肿瘤可位于前列腺内或表现为与前列腺相连续的肿块, 也可表现为与前列腺完全分离。肿块内可含实性部分, 但并不侵及周围组织。

本病诊断不难, 但确诊需要手术及病理。影像学检查可清楚显示病变范围及其与邻近结构的关系。CT 检查显示为盆腔内密度不均的囊实性肿块, 体积较大, 邻近器官受压变形、移位, 增强后可见实性部分强化。MR 检查有助于显示病变的内部结构特征, T2WI 可清楚显示其多囊结构, 而多方位成像则可更好地显示膀胱、直肠等周围器官的移位。多囊性前列腺囊腺瘤需与前列腺其他囊性病变相鉴别, 如良性前列腺增生囊性变、前列腺潴留囊肿、苗勒氏管囊肿和前列腺脓肿等。囊腺瘤也可表现为与前列腺完全分离, 要注意与其他腹膜后病变相鉴别, 如肉瘤囊性变、淋巴管瘤等。有学者认为影像学上发现局部侵袭征象是除外前列腺囊腺瘤的关键点。

讨论 前列腺囊腺瘤是一种罕见的前列腺组织来源的良性肿瘤, 目前已报道的病例年龄范围为 20 ~ 80 岁。症状通常是由

[作者简介] 李春媚(1983-), 女, 广东梅州人, 在读博士, 医师。

E-mail: lcmtiger1983@163.com

[收稿日期] 2009-11-28 [修回日期] 2009-12-21