·规范与共识·

精神分裂症脑结构 MR 数据采集、 质控和分析专家共识



中华医学会放射学分会磁共振学组

精神分裂症患者面临着复发率高、致残率高、 贫困率高而治疗率低的严峻现状,给个人、家庭及 社会都带来了沉重的负担^[1]。精神分裂症的临床症 状异质性大,病程进展的演变方式多变,且对药物 治疗反应不一。因此,揭示精神分裂症特征性的生 物学标志物,实现早期精准干预,是当前全球医学 研究的热点之一^[2]。近年来,利用MRI、脑电图和脑 磁图等神经影像技术,对大脑结构和功能进行探索 是脑科学领域最重要的突破之一。MRI技术相对 于其他脑成像技术,具有无创、无辐射、良好的软组 织对比、较高的空间分辨率、可多次重复操作等优 点,在精神障碍脑机制研究中发挥关键作用,并催 生出了精神影像学(psychoradiology)这一新兴的交 叉学科^[3],为最终实现通过医学影像学对精神障碍 进行辅助诊断并指导治疗提供了契机。

随着 MRI技术的快速发展,既往研究揭示了精神分裂症的一系列脑功能和结构的影像生物学标记^[4-5],并通过多变量的分析方法能够对精神分裂症患者进行个体化的客观的辅助诊断和预测^[6-7],填补了 MRI技术对精神分裂症患者脑结构的异常,国内相关专家经过多次讨论,根据各自的经验并参考既往研究文献,对高分辨结构 MRI的扫描方案、影像数据的质量控制和分析方法等内容达成了中国专家共识,旨在规范和指导高分辨结构 MRI 在精神障碍中的检查,辅助对精神分裂症的临床诊疗。

一、适应证

对具有妄想、幻觉、思维(言语)紊乱等特征,伴 或不伴情感表达减少、意志减退、语言贫乏、快感缺 失等特征,无其他精神障碍症状及病史,无精神类

执笔者:610041 成都,四川大学华西医院放射科华西磁共振研 究中心(李飞、孙怀强、幸浩洋、吕粟) 药物治疗史的患者,在经过《精神障碍诊断与统计 手册(第五版)》初步评定并考虑诊断为精神分裂症 后,我们推荐对患者首先进行常规MR脑成像检 查,通过快速自旋回波序列和液体衰减反转恢复序 列进行T₁WI、T₂WI扫描。当发现有颅内感染性、脑 血管性、脑变性疾病等器质性异常改变时,再进行 脑血管MRI增强检查。当常规脑MRI检查为阴性 结果时,我们推荐进一步采用高分辨三维结构MRI 对患者大脑进行检查,对患者进行辅助诊断并提供 客观的影像学证据。我们推荐纳入18~60岁的成 年患者,并在数据分析时将年龄作为协变量,排除 年龄对脑结构的影响。

二、数据采集

传统的脑形态研究往往只采集和分析患者的 三维T₁加权像,但最近研究表明同时采集和分析三 维T₂加权像可以显著提高脑表面重建的准确率^[8]。 因此,本共识同时给出T₁和T₂结构像的推荐扫描参 数(表1,2)。由于各个厂家在序列实现机制上有 所差别,尤其是对重复时间和回波时间的定义差别 较大,因此在设置T₁或T₂序列时需根据不同品牌进 行参数设置。在进行高分辨三维脑结构像扫描之 前需关闭某些机型的图像插值功能,并可根据机型 和线圈选择适宜的并行扫描方式,建议加速因子不 超过2。

三、数据质控

要得到有价值的高分辨率的 MR 图像,扫描前、扫描过程中和扫描后均需要采取一定的成像质量的保障措施。下面以 MR 图像质量的主要评价指标分别阐述在这3个环节中的具体要求。

(一)图像的信噪比(signal to noise ratio, SNR)

SNR是MRI最基本的质量参数,是MR图像信号强度与背景随机噪声强度的比值,其中"信号"的定义是感兴趣区内像素值的平均值与偏移量之差, "噪声"的定义为像素值的随机变化量即标准差,而 重叠在图像上的噪声使像素的信号强度以平均值



DOI:10.3760/cma.j.issn.1005-1201.2018.10.004

通信作者:龚启勇,610041 成都,四川大学华西医院放射科华 西磁共振研究中心,Email:qiyonggong@hmrrc.org.cn

•739	•
------	---

厂家	扫描序列	TR(ms)	TE(ms)	反转时间(ms)	反转角	分辨率	
西门子	MPRAGE	2 400.00	2.01	1 000.00	8°	0.8~1.0 mm等体素	
通用	BRAVO	8.50	3.20	450.00	12°	0.8~1.0 mm等体素	
飞利浦	TFE	8.80	4.10	450.00	8°	0.8~1.0 mm 等体素	

表1 高分辨脑结构 MR T. 加权像推荐采集参数

注:MPRAGE:磁化准备快速梯度回波;BRAVO:大脑容积成像(一种快速三维梯度回波序列);TFE:快速梯度回波

表2 高分辨脑结构 MR T₂加权像推荐采集参数							
厂家	扫描 序列	TR (ms)	TE (ms)	回波链 长度	分辨率		
西门子	SPACE	3 200	565	177	0.8~1.0 mm等体素		
通用	CUBE	2 500	72	100	0.8~1.0 mm等体素		
飞利浦	VISTA	1 980	200	128	0.8~1.0 mm等体素		

注:SPACE:采用优化可变反转角完美采样;CUBE:立方成像 (通过调整重聚脉冲角度延长信号衰减来采集信号);VISTA:各向 同性的快速自旋回波容积采集

为中心而振荡,噪声越大,振荡越明显,信噪比越 低^[9]。测量图像的SNR时,可以在MR图像上取中 心区域的平均信号作为有效信号强度,背景区域的 标准差作为噪声。SNR的计算公式为:SNR=SI/SD, 式中SI是感兴趣区的信号强度平均值(计算该强度 可通过减去背景信号的平均强度来计算),SD是噪 声的标准差。由于大脑MR图像远不如水模图像 均匀,所以计算SI的时候所覆盖区域较小,通常以 脑区中心取整个大脑50%以上的面积区域来计算。

对设备进行日常质量保证(quality assurance, QA)的扫描时,SNR满足设备厂商的对应序列指标 的要求即可。由于QA序列和实际采用序列的差 异,对最终人脑在前述扫描参数下的SNR指标,本 共识给出一个参考值。由图1可知,SI=276-3= 273, SD=0.07,则计算结果为 SNR=273/0.07≈3 900, 采用对数标度来表示,则信噪比为20lg3900≈ 72 db。通常来讲,成像信噪比不低于65 db,图像 质量就可以接受。

(二)对比噪声比(contrast to noise ratio, CNR)

在保证 SNR 一定的条件下, MR 图像的成像质 量还与其对比度有关。这里的对比度指两种不同 组织信号的相对强度差别,差别大,图像的质量就 更好^[10]。临床上用CNR来表示图像的对比噪声比, CNR为两种组织信号强度差值的绝对值与背景噪 声之比。计算公式为:CNR=ISI ## -SI ## /SD ##,式中 SI 编t表示病灶信号大小, SI 编表示周围部分的组织 信号大小,SD #最代表背景随机噪声的标准差。

对设备进行日常QA扫描,CNR满足设备厂商 的对应序列相应的指标要求即可。对在无器质性 病变的头部实际扫描而言,由于对比度直接决定人 脑灰白质差异和图像分割的质量,本共识提供具体 指标作为参考。以图2中放大后的脑部图像为例, 在脑区中心任取邻近的脑灰白质作为感兴趣区,其 大小以尽量不包含其他组织为原则,SI_{最世}代表脑白 质的信号强度,其均值为325,SI₄₄₄代表脑灰质的 信号强度,其均值为261,SD_{#最}由图1知为0.07。 根据公式可得该图像的对比度噪声比为 CNR= (325-261)/0.07≈914,采用对数标度表示为 20lg914≈60 db。CNR不低于60 db,图像质量就满 足要求。



图1 高分辨结构 MR 图像的信噪比计算示意图,选取图像 中心区域的平均信号作为有效信号强度,背景区域的标准 差作为噪声来计算图像的信噪比 图2 高分辨结构 MR 图像的对比噪声比计算示意图,选取图像中邻近的局部脑 灰、白质的平均信号以及背景噪声计算图像的对比噪声比

(三)空间分辨率(spatial resolution)

空间分辨率是在无明显噪声干扰的条件下度 量成像系统物体分离能力的指标。MRI的空间分 辨率是指成像上可分辨的最小距离,反映了对大脑 解剖细节的显示能力,实际上就是成像体素大小, 体素越大,空间分辨率越低,体素越小,空间分辨率 越高。高分辨能力对检查微小病灶具有重要意义。 同本共识扫描参数的设置部分所述,空间分辨率应 采用0.8~1.0 mm等体素。

(四)图像的均匀性(image uniformity)

在MRI扫描时,由于目前多采用多通道相控 阵,线圈空间敏感性不同,以及静磁场均匀性、梯度 场非线性等原因,很容易造成图像的非均匀性。图 像的均匀性是指MRI系统在整个成像容积内对具 有同一MR特性的均匀成像体产生恒定信号的能



力,即均匀物体在成像信号强度上的一致性。均匀 度是指图像上均匀物质信号强度的偏差,偏差越大 说明均匀度越低^[11]。在实际测量中可用水模来进 行,可在视野内经9宫格划分后取5个以上不同位 置的感兴趣区进行测量。

例如,在图像中心区取一个感兴趣区域,并设 这个感兴趣区域内的最大和最小像素值分别为 S_{max} 和 S_{min} ,则信号变化范围 S_{Δ} 和中值 S_{m} 分别为: S_{Δ} = ($S_{max} - S_{min}$)/2, S_{m} =($S_{max} + S_{min}$)/2。由此得到整体图像均 匀性U的计算式为:U=($1 - S_{\Delta}/S_{m}$)×100%=[$1 - (S_{max} - S_{min})/(S_{max} + S_{min})$]×100%。通常在扫描前的QA中,得到 的水模图像整体均匀性应在80%以上。由于人脑 不同部位之间磁导率等电学参数差异较大,可能造 成在相对低频尺度上图像的不均匀,可采用一定的 校正措施,详见后文。

(五)图像伪影(image artifacts)

图像伪影包括MRI设备伪影、运动伪影和磁化 率伪影。由于高分辨率成像体素很小,运动伪影很 容易造成脑灰白质的边界不清晰,所以本共识从运 动伪影的角度来考虑。在MR信号的采集中,运动 器官每次接收信号时的位置或者形态会发生改变, 产生偏移,导致相位编码方向的位置信息不准确, 对应的信号就在不正确的位置上,这就是运动伪 影。运动伪影尚无定量指标加以准确量化描述,这 里仅定性说明。图3所示脑内无明显运动伪影,为 合格影像,而图4所示的运动伪影较大,不满足图 像的质量要求。所以,在扫描过程中受试者应尽量 保持头部静止不动,减小运动伪影的影响。扫描者 需注意对受试者状态的观察,发现受试者有主动运 动时应及时终止扫描。



图3,4 高分辨结构 MR 图像的运动伪影示意图。图3 所示脑内无明显运动伪影。图4 所示的运动伪影较大,不满足图像的质量要求

四、数据分析

前期大量研究利用基于体素形态学 (voxel-based morphometry)等分析技术^[12],显示精神 分裂症患者具有脑灰质皮层以及皮层下核团的异 常改变,主要集中在丘脑□皮层环路⁽⁴⁾,但遗憾的是 这些研究结果几乎没有被应用于临床实践,并且存 在诸多研究策略上的局限。例如,组间比较往往假 设检测指标在两组人群中都服从正态分布并且方 差一致,但对于精神分裂症这种存在高度异质性的 群体,这样的假设很难成立。其次,组间比较仅能 得到两个组群间的统计学差异,而无法根据个体的 影像学数据判断其是否患病。因此,更为有效的研 究方法是在大样本患者群体中采用个体影像特征 和数据驱动的方法来寻找该病的神经生物学标记 进行模式分类。

高分辨MR结构图像虽然反映了大脑的形态, 但原始图像维度过高,无法直接用于分类和回归分 析,因此需要建立适用于大脑形态描述的特征工程 技术来解决这一问题。新近发展的影像组学最早 由荷兰学者 Lambin 等[13]在 2012 年提出,其含义是 指从医学影像数据中高通量地提取大量的定量信 息,实现部位分割、特征提取与模型建立,凭借对海 量视觉影像数据的信息进行挖掘并转化为深层次 的特征来进行量化研究。现有的影像组学研究多 用于实体肿瘤,通过自动或者手工的方式将肿瘤区 域分割出,在肿瘤区域内提取形状、纹理等特征,并 进一步在精神障碍中进行了初步探索[14]。大脑虽 然可以看作一个实体,但大脑存在很多结构与功能 分区,因此有必要将单独的脑区作为实体进行特征 提取。除此之外,大脑在发育过程中通过皮层折叠 形成的沟回结构能够反映大脑发育是否存在异常, 而这些特征在日常基于二维图像的临床诊断中是 难以被发现的,因此在建立特征提取技术时应考虑 专门的量化指标对大脑沟回结构进行描述。鉴于 上述考虑,本共识推荐采用以下方法对MR脑结构 数据进行分析。

(一)图像均匀度校正

由于现代MRI扫描仪多采用多通道表面线圈, 以及射频场的不均匀性和各接收线圈灵敏度的差 异很容易造成图像的亮度不均匀,表现为图像上空 间低频明暗改变。原始图像的亮度不均匀极易造 成灰白质分割失败,因此在进行脑区分割前需对原 始图像进行预处理。推荐的方法为Tustison等^[15]提 出的改进的非参数不均匀的信号强度校正算法 (improved nonparametric nonuniform intensity normalization)。该算法可通过开源软件包 Advanced Normalization Tools (https://github.com /



ANTsX / ANTs) 实现。 具体命令为 N4biasfieldcorrection,该命令包含选项有:

-d, --image-dimensionality 2/3/4指定图像维度

-i, --input-image inputImageFilename 指定输入 图像

-x, --mask-image maskImageFilename 指定掩模 图像

-r, --rescale-intensities 0/(1)设置是否对图像亮 度进行均一化

-w, --weight-image weightImageFilename weightImageFilename 指定加权图像

-s, --shrink-factor 1/2/3/4/... 设置收缩因子

-c, --convergence 设置迭代次数

-b, --bspline-fitting 设置b样条曲线参数

-t, --histogram-sharpening 设置直方图锐化参数

-o, --output correctImage 设置输出图像和不均 匀场

一般情况下使用该程序的默认参数,即可得到 较好的校正结果,如:N4biasfieldcorrection-d 3-i inputimage -o correctedimage。

(二)脑区自动分割

对精神分裂症患者大脑采用基于图谱映射的 全自动脑区分割算法,本共识推荐使用开源软件 Freesurfer(http://www.freesurfer.net)中的recon-all流 程。在执行该流程时加入之前采集的高分辨T₂加 权像可以显著提高脑表面重建的准确率,并结合前 述均匀度校正等预处理步骤,在最新Freesurfer 6.0 版本上基本无需手动校正。推荐采用 Desikan-Killianny-Tourville脑图谱^[16],该图谱将全脑 皮层分成62个脑区和14个皮层下核团。

(三)脑区特征提取

将每个分割区域转化成网格模型,推荐采用开 源软件 Mindboggle 进行特征提取¹¹⁷¹,主要包括各区 域体积、表面积;网格模型上各顶点局部皮层厚度、 曲率、凹凸度和几何深度;对每个网格模型各顶点 的特征计算其一阶统计特征,包括均值、标准差、斜 度、峰度以及熵值。

(四)临床诊断模型建立

利用上述提取的特征即可进行诊断模型的训练和测试,常用的分类模型包括支持向量机、随机森林和人工神经网络等^[18]。不同于传统的医学影像诊断,影像组学基于数据分析的方法从MR图像中挖掘出图像特征作为新的生物标记,有助于对精神障碍患者进行辅助诊断,并进一步对疗效进行评

估和预测。

五、多中心研究

在过去的10年中,采用基于高分辨MR结构像 的脑形态测量的研究呈指数级增长,并已显示出重 要的临床价值^[19]。早期研究大多是单一机构的小 样本探索,所得结论缺乏广泛验证。可以预见,未 来基于个体影像的MRI技术必须经过多中心、大样 本、随机对照临床试验反复探索和验证,才能准确、 可靠、有效地指导临床的医疗策略。

多中心研究目前存在最大的问题是各中心的 MR设备品牌、场强以及扫描序列和参数存在差异. 会在数据集中时引入异质性。MR图像的信号不仅 仅依赖于被测组织的T₁、T₂和质子密度,还受很多 硬件相关因素的影响,如磁场均匀度、射频线圈灵 敏度、信号接收放大器的增益值等。多中心之间的 设备差异对于需要利用图像信号的绝对值进行分 析的MRI模态有较大影响,例如扩散张量成像和功 能MRI等。而基于高分辨MR结构像的脑形态学 测量只依赖于不同组织间的对比度,即灰质、白质 和脑脊液之间只要存在足够的对比就能够被准确 分割和测量,信号绝对值上的差异对脑形态测量的 结果影响较小[20]。因此,在未来的研究中,不同地 区的多中心研究能提供多样性的样本资料,可更好 地诠释精神分裂症患者脑结构的异质性,符合精准 医学的发展需求。

综上所述,相关专家参考国内外研究和应用的 最新进展,并综合了中国学者的研究结果、专家意 见及我国的实际情况,形成了本版对精神分裂症高 分辨脑结构 MR数据采集、质控和分析的中国专家 共识,期望能成为放射科、精神科及其他临床医务 人员对精神分裂症患者开展 MR 脑影像检查的重 要参考和依据。

专家共识协作组成员(按照姓氏拼音顺序排序): 艾林(首都医 科大学附属北京天坛医院);曹代荣(福建医科大学附属第一医 院);曹勇(新疆生产建设兵团第十三师红星医院);常时新(上海中 医药大学附属岳阳中西医结合医院);程敬亮(郑州大学第一附属 医院);程晓青(中国人民解放军南京军区南京总医院);崔光彬(第 四军医大学唐都医院);冯逢(北京协和医院);龚静山(深圳市人民 医院);龚启勇(四川大学华西医院);关丽明(中国医科大学附属第 一医院);韩璎(首都医科大学宣武医院);洪楠(北京大学人民医 院);姜兴岳(滨州医学院附属医院);新二虎(首都医科大学附属北 京友谊医院);李澄(东南大学附属中大医院);李建军(海南省人民 医院);李环梅(重庆医科大学附属第一医院);李既华(上海交通大 学附属第六人民医院);刘含秋(复旦大学附属华山医院);刘鹏飞 (哈尔滨医科大学附属第一医院);刘再毅(广东省人民医院);龙莉



•742•

玲(广西医科大学第一附属医院);娄昕(中国人民解放军总医院); 卢洁(首都医科大学宣武医院);陆建平(上海长海医院);陆敏杰 (中国医学科学院阜外医院);马国林(北京中日友好医院);母其文 (川北医学院第二临床医学院南充市中心医院);欧阳汉(中国医学 科学院肿瘤医院);强金伟(复旦大学附属金山医院);任克(中国医 科大学附属第一医院);沈钧康(苏州大学附属第二医院);沈文(天 津第一中心医院);童彤(复旦大学附属肿瘤医院);王光彬(山东省 医学影像学研究所);王俭(新疆医科大学第一附属医院);王莉霞 (华中科技大学同济医学院附属协和医院);王梅云(河南省人民医 院);王美豪(温州医科大学第一附属医院);王霄英(北京大学第一 医院);王小宜(中南大学湘雅医院);夏黎明(华中科技大学同济医 学院附属同济医院);辛军(中国医科大学附属盛京医院);许茂盛 (浙江中医药大学附属第一医院);严福华(上海交通大学医学院附 属瑞金医院);于薇(首都医科大学附属北京安贞医院);余永强(安 徽医科大学第一附属医院);张敬(天津医科大学总医院);张岚(河 南中医药大学第一附属医院);张敏鸣(浙江大学医学院附属第二 医院);张明(西安交通大学第一附属医院);张伟国(第三军医大学 陆军医科大学大坪医院);张小明(川北医学院附属医院);张晓燕 (北京大学肿瘤医院);张雪宁(天津医科大学第二医院);张勇(郑 州大学第一附属医院)

利益冲突 本共识未受到相关设备、材料、药品企业的影响

参考文献

- Owen MJ, Sawa A, Mortensen PB. Schizophrenia[J]. Lancet, 2016, 388(10039): 86-97. DOI: 10.1016 / S0140-6736(15) 01121-6.
- [2] Cohen AS, Le TP, Fedechko TL, et al. Can RDoC help find order in thought disorder? [J]. Schizophr Bull, 2017, 43(3): 503-508. DOI: 10.1093/schbul/sbx030.
- [3] Lui S, Zhou XJ, Sweeney JA, et al. Psychoradiology: the frontier of neuroimaging in psychiatry[J]. Radiology, 2016,281 (2):357-372. DOI: 10.1148/radiol.2016152149.
- [4] Gong Q, Lui S, Sweeney JA. A selective review of cerebral abnormalities in patients with first-episode schizophrenia before and after treatment[J]. Am J Psychiatry, 2016, 173(3): 232-243. DOI: 10.1176/appi.ajp.2015.15050641.
- [5] Ren W, Lui S, Deng W, et al. Anatomical and functional brain abnormalities in drug-naive first-episode schizophrenia[J]. Am J Psychiatry, 2013, 170(11): 1308-1316. DOI: 10.1176/appi. ajp.2013.12091148.
- [6] Xiao Y, Yan Z, Zhao Y, et al. Support vector machine-based classification of first episode drug-naïve schizophrenia patients and healthy controls using structural MRI[J]. Schizophr Res, 2017, In press. DOI: 10.1016 / j. schres.2017.11.037.
- [7] Cao B, Cho RY, Chen D, et al. Treatment response prediction and individualized identification of first-episode drug-naïve schizophrenia using brain functional connectivity[J]. Mol Psychiatry, 2018, In press.DOI: 10.1038/s41380-018-0106-5.

- [8] Misaki M, Savitz J, Zotev V, et al. Contrast enhancement by combining T₁- and T₂-weighted structural brain MR Images[J]. Magn Reson Med, 2015, 74(6): 1609-1620. DOI: 10.1002 / mrm.25560.
- Yu S, Dai G, Wang Z, et al. A consistency evaluation of signal-to-noise ratio in the quality assessment of human brain magnetic resonance images[J]. BMC Med Imaging, 2018,18(1): 17. DOI: 10.1186/s12880-018-0256-6.
- [10] Jara JL, Saeed NP, Panerai RB, et al. Increasing the contrast-to-noise ratio of MRI signals for regional assessment of dynamic cerebral autoregulation[J]. Acta Neurochir Suppl, 2018,126:153-157. DOI: 10.1007/978-3-319-65798-1_32.
- [11] Thulborn KR, Ma C, Sun C, et al. SERIAL transmit-parallel receive (STxPRx) MR imaging produces acceptable proton image uniformity without compromising field of view or SAR guidelines for human neuroimaging at 9.4 Tesla[J]. J Magn Reson, 2018,293:145-153. DOI: 10.1016/j.jmr.2018.05.009.
- [12] Ashburner J. A fast diffeomorphic image registration algorithm
 [J]. Neuroimage, 2007, 38(1): 95-113. DOI: 10.1016 / j. neuroimage.2007.07.007.
- [13] Lambin P, Rios-Velazquez E, Leijenaar R, et al. Radiomics: extracting more information from medical images using advanced feature analysis[J]. Eur J Cancer, 2012, 48(4): 441-446. DOI: 10.1016/j.ejca.2011.11.036.
- [14] Sun H, Chen Y, Huang Q, et al. Psychoradiologic utility of MR imaging for diagnosis of attention deficit hyperactivity disorder: a radiomics analysis[J]. Radiology, 2018, 287(2): 620-630. DOI: 10.1148/radiol.2017170226.
- [15] Tustison NJ, Avants BB, Cook PA, et al. N4ITK: improved N3 bias correction[J]. IEEE Trans Med Imaging, 2010, 29(6): 1310-1320. DOI: 10.1109/TMI.2010.2046908.
- [16] Desikan RS, Ségonne F, Fischl B, et al. An automated labeling system for subdividing the human cerebral cortex on MRI scans into gyral based regions of interest[J]. Neuroimage, 2006, 31(3):968-980. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2006.01.021.
- [17] Klein A, Ghosh SS, Bao FS, et al. Mindboggling morphometry of human brains[J]. PLoS Comput Biol, 2017,13(2):e1005350. DOI: 10.1371/journal.pcbi.1005350.
- [18] Orrù G, Pettersson-Yeo W, Marquand AF, et al. Using support vector machine to identify imaging biomarkers of neurological and psychiatric disease: a critical review[J]. Neurosci Biobehav Rev, 2012, 36(4): 1140-1152. DOI: 10.1016 / j. neubiorev.2012.01.004.
- [19] Gong Q, Dazzan P, Scarpazza C, et al. A neuroanatomical signature for schizophrenia across different ethnic groups[J]. Schizophr Bull, 2015,41(6):1266-1275. DOI: 10.1093/schbul/ sbv109.
- [20] Boedhoe PS, Schmaal L, Abe Y, et al. Distinct subcortical volume alterations in pediatric and adult OCD: a worldwide meta- and mega-analysis[J]. Am J Psychiatry, 2017, 174(1): 60-69. DOI: 10.1176/appi.ajp.2016.16020201.

(收稿日期:2018-07-31) (本文编辑:张琳琳)

