

ICS 35.240.80
C 07

团 体 标 准

T/CHIA 48-2024

精神影像脑结构功能成像技术与信息处理规范

Specification for structural and functional imaging technology and information
processing in psychoradiologys

2024 - 03 - 21 发布

2024 - 06 - 01 实施

中国卫生信息与健康医疗大数据学会 发布

目 次

前言.....	II
1 范围.....	1
2 规范性引用文件.....	1
3 术语和定义.....	1
4 内容结构.....	13
5 设备参数.....	14
6 序列参数.....	15
6.1 3D-T ₁ WI 采集序列参数.....	15
6.2 DTI 采集序列参数.....	15
6.3 BOLD 采集序列参数.....	15
6.4 3D-FLAIR 采集序列参数.....	16
6.5 MRS 采集序列参数.....	16
6.6 3D-ASL 采集序列参数.....	16
6.7 SWI 采集序列参数.....	17
6.8 QSM 采集序列参数.....	17
6.9 常规 T ₁ FLAIR 加权像采集序列参数.....	17
6.10 常规 T ₂ 加权像采集序列参数.....	17
6.11 常规 T ₂ FLAIR 采集序列参数.....	18
6.12 水成像序列参数.....	18
6.13 TOF-MRA 序列采集参数.....	18
7 序列的质控规范.....	18
7.1 3D-T ₁ WI.....	18
7.2 DTI.....	19
7.3 BOLD.....	19
7.4 MRS.....	19
7.5 常规 T ₁ WI.....	20
7.6 3D-T ₂ FLAIR.....	20
7.7 常规 T ₂ WI.....	20
7.8 常规 T ₂ FLAIR.....	20
8 各疾病序列选择.....	21
9 信息处理规范.....	22
9.1 fMRI 数据处理流程概览.....	22
9.2 图像预处理.....	23
9.3 图像（数据）分析.....	23
9.4 数据统计分析.....	32

前 言

本标准按照GB/T 1.1—2020给出的规则起草。

本标准由成都成电金盘健康数据技术有限公司提出，由中国卫生信息与健康医疗大数据学会归口。

本标准起草单位：成都成电金盘健康数据技术有限公司（医学数字影像与通讯（DICOM）国家地方联合工程实验室）、四川大学华西医院、深圳市龙华区数据智能与认知计算重点实验室、深圳成电金盘健康数据技术有限公司、电子科技大学（深圳）高等研究院、深圳市卫生健康发展研究和数据管理中心、北京协和医院、上海交通大学附属瑞金医院、北京天坛医院、中南大学湘雅第二医院、北京大学第六人民医院、遵义医科大学、四川大学华西第二医院、广东省人民医院、深圳市康宁医院。

本标准主要起草人：曲建明、龚启勇、蒲立新、吕粟、范计朋、李真林、李思焱、徐一彬、郑静、王爽、陈颖、张文静、幸浩洋、唐鹤菡、王怡宁、严福华、刘亚欧、刘军、岳伟华、张体江、曲海波、刘再毅、江文涛、何明杰、高忠军、刘先波。

精神影像脑结构功能成像技术与信息处理规范

1 范围

本标准规定了磁共振精神影像检查技术的设备参数、序列要求及质控要求。

本标准适用于各级医疗卫生机构在1.5T及以上的医用磁共振成像（MRI）设备开展精神影像检查技术的场景。

2 规范性引用文件

下列文件中的内容通过文中的规范性引用而构成本标准必不可少的条款。其中，注日期的引用文件，仅该日期对应的版本适用于本标准；不注日期的引用文件，其最新版本（包括所有的修改单）适用于本标准。

GB/T 17295 国际贸易计量单位代码

WS/T 263 医用磁共振成像（MRI）设备影像质量检测与评价规范

3 术语和定义

WS/T 263界定的以及下列术语和定义适用于本标准。

3.1

磁共振精神影像检查 magnetic resonance psychoradiology examination

针对具有神经精神症状的患者，运用磁共振成像检查对患者进行脑结构和功能的量化检测，进而用于临床初筛和疗效评估的影像检查。

3.2

信噪比 signal-to-noise ratio;SNR

模体溢流层影像的信号强度与噪声的比值。

3.3

对比度噪声比 contrast-to-noise ratio;CNR

影像对比度与噪声的比值，是评价影像质量的客观指标。

3.4

几何畸变率 geometric distortion

影像中所显示的点相对它已知位置的偏移或影像中任何两点间的距离相对已知值的偏差。

3.5

层厚 slice thickness

在磁共振成像中，被射频激发的组织厚度。

3.6

感兴趣区 region of interest;ROI

在图像分析和处理过程中所标定的分析区域。

3.7

重复时间 repetition time;TR

两个激发脉冲间的间隔时间称为重复时间,TR决定激发脉冲发射之前纵向磁化矢量恢复的大小,是一个决定信号强度的因素。

3.8

回波时间 echo time;TE

即射频脉冲发射后到采集回波信号之间的时间。

3.9

反转时间 inversion time;TI

180°反转脉冲和90°激励脉冲之间的时间间隔。

3.10

翻转角 flip angle;FA

在射频脉冲的激励下,层面内的宏观磁化矢量偏离静磁场方向的角度。

3.11

回波链长度 echo train length;ETL

快速自旋回波序列的专有参数。一次射频激励后所采集并被填充于一个k空间的回波个数。

3.12

点分辨波谱成像 point resolved spectroscopy;PRESS

单体素磁共振波谱成像空间定位技术的一种。信噪比较高,减少激励回波采集模式的信号丢失,但最短回波时间(TE)相对较长。

3.13

加权成像 weighted imaging;WI

MRI是多参数成像,出于分析图像的方便,希望一帧MRI图像的灰度主要由一个特定的成像参数决定,这就是所谓的加权图像,图像灰度主要由T1决定时就是T1加权图像、主要由T2决定时就是T2加权图像。

3.14

表观扩散(弥散)系数 apparent diffusion coefficient;ADC

扩散(弥散)是指分子的随机不规则运动,又称布朗运动(brownian motion)。磁共振信号所检测的分子中原子核的自旋会受到这种运动的影响。衡量扩散(弥散)大小的数值称为扩散(弥散)系数,用D表示一个分子单位时间内自由随机扩散(弥散)运动的平均范围,单位是mm²/s。即D值越大,分子扩散运动越强。

3.15

磁共振灌注加权成像 magnetic resonance perfusion weighted imaging;MR PWI

顺磁性对比剂经高压注射后,以2ml/s或更快速率,对感兴趣区10层—13层厚组织,反复成像,观察对比剂通过组织信号的变化情况。

注1:在T2WI中,对比剂通过时,组织信号强度下降,而对比剂通过后,信号会部分恢复。

注2:忽略T1效应,则T2WI信号强度变化率与局部对比剂浓度成正比,与脑血容量成正比。

3.16

弥散加权成像 diffusion weighted imaging;DWI

一种根据水分子的布朗运动,通过ADC值的检测数据来成像的技术。

3.17

时间飞跃法磁共振血管成像 time-of-flight magnetic resonance angiography;TOF-MRA

非对比增强磁共振血管成像方法的一种。利用时间飞跃法中的流入相关增强效应，获得二维或三维血管影像的一种磁共振血管成像方法。

3. 18

弥散张量成像 diffusion tensor image;DTI

通过特定成像序列全面、准确地刻画组织和病变内水分子在不同方向的扩散运动，可用于重建脑白质纤维束。

3. 19

磁共振波谱成像 magnetic resonance spectroscopy;MRS

利用磁共振化学位移现象来测定组成物质的分子成分的一种检测方法。

3. 20

磁共振功能成像 functional magnetic resonance imaging;fMRI

检测和分析组织分子水平的代谢、生理功能状态的磁共振成像方法。

3. 21

动脉自旋标记 arterial spin labeling;ASL

利用动脉内水分子作为内源性、可自由扩散示踪剂，通过标记动脉内 ^1H 进行成像，反映组织血流灌注信息。

3. 22

三维动脉自旋标记 3D arterial spin labeling;3D-ASL

一种用于研究脑血流的成像技术,使用三维成像序列来获取高质量的脑血流图像，是ASL技术的一种特定实施方式。

3. 23

脉冲式动脉自旋标记 pulse arterial spin labeling;PASL

动脉自旋标记方法之一,使用选择性的射频脉冲,脉冲式地标记成像层面近端的一个厚块中的血液,等一段时间使标记的血液与组织充分混合,然后成像。

3. 24

三维伪连续式动脉自旋标记 3D pseudo-continuous arterial spin labeling;3D-PCASL

动脉自旋标记方法之一,通过利用磁共振成像中的自旋标记技术,非侵入性地观察和测量脑组织的血流情况。

3. 25

磁敏感加权成像 susceptibility weighted image;SWI

显示正常组织之间或组织与病变之间磁敏感性的差异,显示脑内小静脉、微出血及铁离子沉积效果好。

3. 26

恩斯特角 ernst angle

在磁共振成像中,脉冲序列参数选择下,使得磁共振信号最大化时的特定角度。

3. 27

功能像 functional image

一种用来显示活动的大脑区域以及其变化的成像技术。

3. 28

结构像 structural image

一种显示人体组织结构的成像技术。

3. 29

采集序列 acquisition sequence

采集序列是指在影像学中使用的一系列不同的脉冲序列和参数设置,用于捕捉和记录特定类型的信号。不同的采集序列适用于不同的研究目的,如T1加权像、T2加权像、血流成像等。每个采集序列都具有特定的扫描方式和参数,以获得所需的成像信息。

3. 30

扫描视野 field of view;FOV

成像设备在成像时所能覆盖的范围,用来描述成像平面的大小。

3. 31

三维稳态进动快速成像 3D fast imaging employing steady-state acquisition;3D-FIESTA

一种用于磁共振成像的技术,采用快速成像和稳态信号采集方法,获取高空间分辨率的三维图像。

3. 32

白质纤维束成像 white matter fiber tractography

一种利用弥散张量成像数据进行分析 and 可视化的方法,旨在确定脑内白质纤维束的空间分布和连接方式。通过计算和跟踪弥散张量场中水分子走向,可视化显示脑中的神经纤维束及其连接关系,有助于了解脑网络结构和功能之间的关联。

3. 33

极性 polarity

在成像技术中,极性指的是相对于其他信号的正负方向。在不同的成像序列中,极性可能表示不同的物理量或信号特征。

3. 34

相位编码信号 phase-encoding signal

在磁共振成像中,相位编码信号是一种用于确定成像平面位置的信号,通过改变磁梯度场的强度和方向来编码空间信息,从而在图像上确定坐标轴的位置。

3. 35

体素 voxel

在三维图像重建中,体素是指三维空间中的一个体积像素(volume pixel)单元。它是图像数据中最小的立方体单位,包含了图像中的一点或一组点的数值和空间位置信息。

3. 36

b值 b-value

在弥散张量成像中,b值是用于描述梯度磁场的强度和梯度脉冲的持续时间的参数。较高的b值表示更强的梯度磁场和更长的脉冲时间,可以提高测量水分子弥散性质的灵敏度。

3. 37

层间距 inter-slice spacing

在成像技术中,层间距指的是图像数据中相邻层面之间的距离间隔。层间距的大小会影响到图像的空间分辨率及对区域结构的观察能力,较小的层间距可提供更高的图像分辨率。

3. 38

多带加速因子 multi-band acceleration factor

在磁共振成像中，多带加速因子是一种用于加快数据采集速度的技术。

3.39

快速自旋回波 fast spin echo;FSE

一种磁共振成像序列，通过在自旋回波成像的基础上引入重复脉冲和梯度回波序列，实现了更快的成像速度和更高的图像分辨率。

3.40

伪影 artifacts

在医学成像中指的是在图像结果中出现的异常结构、干扰或错觉。伪影可能由多种原因引起，如运动、金属物体、患者体表异物等，对图像质量和解读造成影响。

3.41

T1加权序列 T1-weighted sequence

一种磁共振成像序列，对组织的T1弛豫时间敏感，用于显示组织形态和结构。

3.42

T2加权序列 T2-weighted sequence

一种磁共振成像序列，对组织的T2弛豫时间敏感，用于显示组织水分含量和解剖结构。

3.43

T2 FLAIR序列 T2 fluid attenuated inversion recovery sequence

一种磁共振成像序列，融合了T2加权和液体衰减反转恢复技术，用于抑制脑脊液信号，突出显示脑组织病变和损伤。

3.44

图像整体均匀性 image uniformity

在医学图像中，图像整体均匀性指的是图像中各个区域的信号强度或对比度的一致性。

3.45

组织对比 tissue contrast

在医学成像中，组织对比是指不同组织或结构在图像上的显著性差异。通过调整成像参数或选择适当的成像序列，可以增强组织对比，更好地显示解剖结构和病变区域。

3.46

图像分辨率 image resolution

在医学成像中，图像分辨率指的是图像中能够分辨出的最小细节或物体的大小。

3.47

信号漂移值 signal drift

表示由于系统或仪器的原因，在扫描过程中信号强度随时间发生变化的结果值。信号漂移可能导致图像质量下降和定量测量的不准确性。

3.48

弥水峰线宽 water peak linewidth

表示水信号的频率峰值从峰顶到峰底的宽度。弥水峰线宽较窄则表示水信号较纯净，有助于提高谱图的质量和结果分析的准确性。

3.49

抑水 water suppression

一种用于调节、限制或减少特定信号（细节）以改善图像对比度和清晰度的技术或方法。

3.50

半峰宽 full width at half maximum;FWHM

表示峰值高度一半时的峰值宽度，常用于描述光谱或波形的宽度。

3.51

谱线基线 spectral line baseline

在光谱或波形中，谱线基线是指没有信号或峰的区域，用来作为对比或参考基准。

3.52

谱线图线型 spectral line profile

在光谱或波形上，谱线图线型表示信号的形状和轮廓，常见的线型有高斯型、洛伦兹型等。

3.53

三维T2液体衰减反转恢复 3D-T2 fluid attenuated inversion recovery;3D-T2 FLAIR

一种磁共振成像技术，结合T2加权和液体衰减反转恢复技术来显示脑组织中的病变和损伤。液体衰减反转恢复技术通过抑制水信号，减少脑脊液的干扰，增强其他组织的对比度。与传统的T2加权成像相比，3D-T2 FLAIR能够提供更高的空间分辨率和更好的对比度，使得病灶更容易检测和定位。该技术在神经科学研究和临床诊断中广泛应用。

3.54

影像数据 imaging data

在医学成像中采集到的图像或数据，包括磁共振、计算机断层扫描、超声等各种成像模态所得到的图像和数据。

3.55

神经影像学信息技术协议 neuroimaging informatics technology initiative;NIFTI

一种常用的神经影像学数据格式，用于存储和处理神经影像学数据。它提供了一种统一的数据结构和标准，使得不同研究机构和软件之间可以进行数据共享和交流。NIFTI格式支持包括MRI、PET和CT等多种神经影像数据，并提供了丰富的功能和工具用于数据预处理、分析和可视化。

3.56

变形校正 deformation correction

一种通过对图像进行变形操作，将其与参考图像或模板对齐的技术，用以纠正由于姿态差异、运动或解剖结构变化导致的图像不一致性。

3.57

头动校正 head motion correction

一种用于校正被试者在扫描过程中的头部运动，以确保图像空间一致性的技术。

3.58

层间时间校正 interleaved time correction

一种用于将不同层的图像在时间上对齐，以提高图像质量和准确性的技术。

3.59

空间配准 spatial registration

在医学图像处理中，由于不同图像或数据集之间的解剖结构差异，可能需要进行空间配准，将它们对应到相同的坐标空间，以便进行定量测量、分析和比较。

3. 60

空间平滑处理 spatial smoothing

在医学图像处理中,空间平滑处理是指通过对图像数据施加一定尺度的平滑操作,降低噪声水平和细微变化,改善图像的观察和分析。

3. 61

基于体素的脑形态学分析 voxel-based morphometry;VBM

一种神经影像学分析方法,用于研究人脑结构的差异和变化。它通过将脑影像数据分割成小立方体单元(体素),比较不同被试者或群体之间的灰质或白质体素密度、体积或形态学特征的差异。

3. 62

智能脑激活定位图谱 automated anatomical labeling atlas;AAL

一种常用的脑功能区域分类系统,用于将脑成像数据中的不同区域进行标记和定位。根据脑结构的解剖学知识,将大脑分为多个具有特定功能的区域,并给予每个区域一个唯一的数字标签,在功能磁共振成像和脑电图等研究中广泛应用,有助于定位和分析不同脑区的功能活动。

3. 63

布罗德曼图谱 brodmann atlas

一种经典的大脑皮层分区系统,将大脑皮层根据细胞结构和功能特点划分为不同的区域。基于对人类和动物脑组织的组织学研究,将大脑皮层分成数十个不同的区域,每个区域被赋予一个唯一的编号,在脑解剖学研究和功能脑影像学中广泛应用,有助于研究不同脑区的功能和连接。

3. 64

哈佛-牛津图谱 harvard-oxford atlas

一种常用的脑区分割系统,将大脑分为多个具有不同功能和解剖学特征的区域。基于大量神经影像数据和解剖学知识,提供了对大脑灰质和白质进行自动分割的方法,包含了多个脑区的空间坐标和标签,可用于定位和分析不同脑区的功能和结构特征。

3. 65

脑网络组图谱 brainnetome atlas

一种基于脑功能网络的分区系统,将大脑分为多个相互连接的网络模块。基于脑连接的神经影像数据和网络分析方法,将大脑分割成多个功能相关的网络区域,每个区域代表一个具有特定功能的网络模块,在研究大脑的功能连通性和功能网络变化中发挥重要作用。

3. 66

血氧水平依赖效应 blood oxygen level dependent;BOLD

一种用于磁共振成像中测量脑活动的信号。通过检测某个脑区活跃时周围的血氧水平和血流量变化情况,间接测量脑活动水平。

3. 67

静息态 resting-state

在没有特定任务要求下,被试者处于放松、安静状态的脑活动。通过记录和分析大脑在静息态下的功能连接模式和神经活动,可以揭示大脑内部的功能网络结构和相互作用。

3. 68

任务态 task-based

人在特定任务要求下的脑活动状态。这种任务可以是执行认知任务、感觉刺激或运动动作等。=

3. 69

谱分析 spectral analysis

一种信号处理方法，用于分析信号在频域上的能量分布和频率特征。在神经影像学中，谱分析常用于分析时序信号（如脑电图或血氧水平变化）的频谱密度，以便研究脑活动在不同频率带上的能量分布和振幅特征。

3.70

平滑核 smoothing kernel

一种神经影像分析中常用的方法，用于减小噪音和增强信号的空间平滑。

3.71

局部沟回指数 local gyrification index;LGI

局部沟回指数是一种衡量大脑皮层表面局部沟回程度的指标。它通过比较皮层表面的实际曲面与被完全平展的皮层表面之间的差异来计算，反映了大脑皮层的折叠程度和复杂性。

3.72

网格文件 mesh file

一种常用的数据格式，用于表示三维物体的表面拓扑结构和几何信息。在神经影像学中，网格文件通常用于表示大脑皮层表面的三维结构，以便进行形态学分析和可视化。

3.73

静息态功能像 resting-state functional magnetic resonance imaging

一种用于处理和分析静息态功能磁共振成像数据的工具包。它提供了一整套预处理和功能连接分析的流程，包括去噪、配准、标准化、时间序列提取和网络分析等步骤。

3.74

协变量回归 covariate regression

一种常用的统计方法，用于控制或调整数据分析中的潜在混杂变量（协变量）。在神经影像分析中，协变量回归常用于消除与感兴趣因素无关的神经活动的影响，以便更准确地研究特定的效应或关联。

3.75

局部一致性 regional homogeneity,ReHo

一种衡量大脑区域内时间序列相似度的指标。它通过计算某个脑区与其邻近脑区之间的时间序列一致性程度，来反映该脑区内的功能一致性水平。

3.76

协变量 covariate

一种在研究中对变量间关系进行控制的变量。通常是与感兴趣的因变量相关，但不是独立自主地被研究者操纵的变量。

3.77

第一主成分 first principal component

一种多变量数据经过主成分分析得到的线性组合。主成分分析将多个相关变量转化为一组无关的新变量，这些新变量称为主成分。第一主成分是所有新变量中方差最大的那个，它能够保留原始数据中最重要的信息。

3.78

带通滤波 bandpass filtering

一种信号处理方法，用于通过滤除不需要的低频和高频成分，保留特定频率范围内的信号。在神经影像研究中，带通滤波常被应用于功能磁共振成像（fMRI）数据，以去除非感兴趣频率成分的噪音，同时保留感兴趣频率范围的信号。

3.79

低频波动幅度 amplitude of low frequency fluctuations;ALFF

一种通过对功能磁共振成像（fMRI）数据进行频谱分析得到的指标。它反映了大脑在低频带（通常是0.01—0.1 Hz）上的血氧水平变化。

3.80

分数低频 fractional amplitude of low frequency fluctuations;fALFF

一种对功能磁共振成像（fMRI）数据进行分析时的常用指标。它表示低频带（通常是0.01—0.1 Hz）上的振荡幅度与总频率范围内（通常是0—0.25 Hz）的振荡幅度之比。

3.81

MNI标准空间 montreal neurological institute standard space

一种常用的神经影像空间标准，用于对不同个体的脑影像数据进行比较和分析。

3.82

Z值标准化 Z-scoring

一种常用的数据标准化方法，用于将原始数据转化为符合标准正态分布的分数（Z值），可用于判断数据点相对于平均水平的偏离程度。

3.83

任务态功能磁共振成像 task-based functional magnetic resonance imaging,task fMRI

一种通过测量大脑在进行特定任务时的活动来研究神经功能的方法。

3.84

对比 contrast

一种比较不同条件或组之间差异的指标。在功能磁共振成像（fMRI）数据分析中，对比通常用于比较不同任务条件下的脑活动差异。通过计算任务条件之间的对比度，可以确定激活的脑区和激活程度，进而推断任务对脑活动的影响及其神经基础。

3.85

一般线性模型 general linear model;GLM

一种在统计学中广泛应用的方法，用于建立和分析变量之间的线性关系。在功能磁共振成像（fMRI）数据分析中，GLM被用作一种基本的分析框架。通过将任务设计信息与脑活动时间序列进行线性回归分析，可以估计不同任务条件下脑区的激活强度，并进行统计推断，如激活区域、对比度等。

3.86

运行 run

在功能磁共振成像（fMRI）实验中，run表示一次完整的数据采集过程所持续的时间，通常由一系列扫描组成。每个run的持续时间可以根据实验需求来确定，通常在数分钟到十几分钟之间。

3.87

任务态刺激 task-related stimulus

任务态刺激是在功能磁共振成像（fMRI）实验中用来引起被试注意力和执行特定任务的外部刺激。任务态刺激可以是视觉、听觉、触觉、运动或认知任务等。

3.88

T统计文件 T-statistic file

T统计文件用于描述不同条件或组之间的差异程度。它基于T分布，通过计算两组数据之间的均值差异和标准误差来确定差异是否显著。

3. 89

F统计文件 F-statistic file

F统计文件用于比较多个组之间的差异。它基于F分布，通过计算变异来源之间的比率来确定差异是否显著。

3. 90

组水平独立成分分析 group independent component analysis;Group ICA

一种脑成像数据分析方法，用于从多个被试者的数据中提取出共同的独立成分。它能够将数据分解为一组独立的空问模式和时间动态，每个模式和动态都代表了被试者间的共享神经活动。通过应用组水平独立成分分析，研究人员可以识别出与特定任务或条件相关的脑网络，揭示不同被试者之间的相似性和差异性。

3. 91

图像无信号区域 image non-signal region

指在图像或扫描中没有感兴趣信号的区域。

3. 92

偏场校正 bias field correction

偏场校正是一种用于纠正图像中非均匀强度分布（称为偏场）的图像处理技术。

3. 93

独立成分 independent component

独立成分指的是通过独立成分分析等方法从复杂数据中提取出来的相互独立的数据子集，在脑成像研究中，表示不同脑区或网络的活动模式，可揭示脑活动的组织结构、功能网络以及与特定任务或条件相关的神经响应。

3. 94

自动纤维束量化分析 automated fiber quantification

一种用于评估人类脑白质纤维束的定量方法。

3. 95

自动纤维束 automated fiber bundle

通过计算机算法自动提取出来的脑白质纤维束。

3. 96

确定性纤维束追踪 deterministic fiber tracking

一种基于扫描数据和事先定义的种子区域、方向信息，通过追踪连接相邻体素以重建神经纤维束路径的方法。

3. 97

概率性纤维束追踪 probabilistic fiber tracking

一种基于概率模型和统计方法，通过计算每个体素中纤维束路径的可能性来估计整个纤维束的分布。

3. 98

平均扩散率 mean diffusivity;MD

一种衡量组织内水分子总体扩散程度的指标。用以评估白质纤维束中水分子的自由程度。MD值越高，表示组织中水分子的扩散速度越快。

3. 99

轴向扩散 axial diffusion;AD

一种描述水分子在组织中沿着主轴方向扩散的指标。

3. 100

径向弥散 radial diffusion;RD

一种描述水分子在组织中沿着径向方向扩散的指标。

3. 101

标准空间 standard space

标准空间是指在神经影像研究中使用的经过归一化和对齐的空间模板。用以跨个体比较、群体统计分析和跨研究的数据合并。

3. 102

基于纤维束示踪的空间统计处理 tract-based spatial statistics processing;TBSS

一种用于DTI数据分析的方法，用于在标准空间中对白质纤维束进行统计分析。

3. 103

非线性配准方法 nonlinear registration method

一种用于将多个图像或数据集彼此对齐的计算机算法。可处理图像间形变的非线性变换，使得目标图像与参考图像更好地对齐。

3. 104

各向异性分数 fractional anisotropy;FA

弥散张量成像参数之一,是一种用于评估水分子在组织中扩散程度和定向性的指标。用以衡量白质纤维束的方向性和结构完整性。FA取值范围为0到1，其中0表示扩散等于随机运动，而1表示扩散完全定向。

3. 105

FA图像 fractional anisotropy image

一种基于DTI数据生成的，用于表示组织中各向异性水平的图像。

3. 106

FA骨架 fractional anisotropy skeleton

一种通过在进行TBSS处理时，根据在每个个体的FA图像中提取高FA值所得到的一条中心线，代表了群体间共享的白质纤维束结构连接。

3. 107

结构连接矩阵 structural connectivity matrix

一种用于表示大脑不同区域之间结构连接强度和模式的矩阵。

3. 108

b0图像 b0 image

一种在DWI中没有梯度脉冲的情况下获得的特殊的成像。

3. 109

梯度方向编码 gradient direction encoding

一种在DWI中用于编码梯度方向的一种文件格式。

3. 110

类shell 图像 shell-like image

一种在DTI中，可提供对扩散的不同敏感性和定向性的特殊图像。

3.111

步数 step size

在数值计算或迭代过程中，每次迭代中自变量所变化的大小。

3.112

步长 stride

在图像处理或机器学习中，沿着某个方向移动的距离或间隔，用于描述卷积操作中卷积核沿着图像滑动的步幅。

3.113

指定体素最大纤维数 maximum fiber number per voxel

指定体素最大纤维数是在DTI中用于指定每个体素（图像中的体积元素）所允许的最大纤维束数量的参数。它用于限制在相同区域内解析出的纤维束的数量，以避免过度分离或重叠，从而更好地反映组织中的实际结构。

3.114

蒙特卡罗模拟步数 monte carlo simulation steps

一种通过随机抽样和统计分析来解决问题的方法。

3.115

去卷积模型 deconvolution model

一种用于从观测信号中恢复出原始信号的信号处理方法。

3.116

莱斯噪声模型 rician noise model

一种常用的用于描述磁共振成像（MRI）数据中存在的噪声类型的数学模型。

3.117

纤维束 fiber bundle

指大脑中连接不同脑区传递神经信号，以平行或密集排列方式捆绑在一起的神经纤维（轴突）的集合体。

3.118

赫斯特 hurst

一种用于衡量时间序列中长期相关性的统计指标。用于描述时间序列的自相似性和长记忆效应，由赫斯特参数（Hurst parameter）表示，取值范围在0到1之间。

3.119

拉伸 stretching

在医学数字影像领域，特指图像发生的形状或尺寸的改变。

3.120

全脑血流图 cerebral blood flow map; CBF map

基于脑血流成像技术获得的一幅表示脑组织灌注量的图像。全脑血流图显示了每个脑区域的血流量信息，可以用来研究脑功能、脑血液供应异常以及疾病状态等。

3.121

被试空间 subject space

在神经影像学研究中,将不同被试的脑影像数据对齐到一个统一的标准空间之前所处的个体特定的坐标空间。

3.122

化学位移 chemical shift

化学位移指的是核磁共振波谱中不同核自旋产生的信号在频率上的差异。

3.123

定量磁化率成像 quantitative susceptibility mapping;QSM

一种采用复杂的场图拟合、完全相位解缠、背景场去除、磁化率反演等技术得出可精确反映组织本身固有磁化率值的磁共振定量成像技术。

3.124

个体被试 individual subject

在神经科学、心理学和医学研究中参与实验或观察的单个个体。

3.125

组水平 group level

组水平是指在神经科学、心理学和医学研究中,通过将多个个体被试的数据进行整合和分析,以探查群体之间的差异或共同特征的层次。

3.126

基于表面的脑形态学 surface-based morphometry

一种用于分析和比较脑结构的方法,主要基于皮层表面的形态学特征。通过对脑MRI数据进行表面重建,可以对脑的形状、厚度、曲率等参数进行测量和分析。

3.127

平面回波成像 echo planar imaging;EPI

一种利用快速梯度切换和脉冲序列设计,进行短时间内多个图像采集的磁共振成像技术。

4 内容结构

本标准包括以下内容:

- | |
|--------------------------------|
| 封面 |
| 目次 |
| 前言 |
| 1 范围 |
| 2 规范性引用文件 |
| 3 术语和定义 |
| 4 内容结构 |
| 5 设备参数 |
| 6 序列参数 |
| 6.1 3D-T ₁ WI采集序列参数 |
| 6.2 DTI采集序列参数 |
| 6.3 BOLD采集序列参数 |
| 6.4 3D-FLAIR采集序列参数 |
| 6.5 MRS采集序列参数 |
| 6.6 3D-ASL采集序列参数 |
| 6.7 SWI采集序列参数 |

- 6.8 QSM采集序列参数
- 6.9 常规T₁ FLAIR加权像采集序列参数
- 6.10 常规T₂加权像采集序列参数
- 6.11 常规T₂ FLAIR采集序列参数
- 6.12 水成像序列参数
- 6.13 TOF-MRA序列采集参数
- 7 序列的质控规范
 - 7.1 3D-T₁WI
 - 7.2 DTI
 - 7.3 BOLD
 - 7.4 MRS
 - 7.5 常规T₁WI
 - 7.6 3D-T₂ FLAIR
 - 7.7 常规T₂WI
 - 7.8 常规T₂ FLAIR
- 8 各疾病序列选择
- 9 信息处理规范
 - 9.1 fMRI数据处理流程概览
 - 9.2 图像预处理
 - 9.3 图像(数据)分析
 - 9.3.1 结构像分析
 - 9.3.1.1 VBM
 - 9.3.1.2 SBM
 - 9.3.1.3 基于VBM纵向分析
 - 9.3.2 功能像分析
 - 9.3.2.1 静息态功能像分析
 - 9.3.2.2 任务态功能像分析
 - 9.3.2.3 组水平独立成分分析
 - 9.3.3 弥散加权成像分析
 - 9.3.3.1 DTI参数分析
 - 9.3.3.2 DTI确定性纤维追踪
 - 9.3.3.3 DTI概率性纤维追踪
 - 9.3.3.4 自动纤维束量化分析
 - 9.3.4 ASL分析
 - 9.3.5 MRS分析
 - 9.3.6 QSM数据分析
 - 9.4 数据统计分析
 - 9.4.1 图像数据统计分析
 - 9.4.2 GLM分析
 - 9.4.3 SBM统计分析
 - 9.4.4 VBM纵向统计分析

5 设备参数

磁共振设备参数的基本信息如表1所示。

表1 磁共振设备基本参数

磁场强度	分类	梯度性能	独立射频通道数	线圈要求
1.5T	科研	33mT/m 125mT/m/s	24	头颈联合线圈通道数16

磁场强度	分类	梯度性能	独立射频通道数	线圈要求
1.5T	临床	30mT/m 100mT/m/s	16	头颈联合线圈通道数10
3.0T	科研	44mT/m 200mT/m/s	48/64/128	专用头部线圈：32通道及以上
3.0T	临床	36mT/m 150mT/m/s	32	头颈联合线圈中头部单线圈通道数不少于20

6 序列参数

6.1 3D-T₁WI 采集序列参数

3D-T₁WI为结构像采集序列，一般采集分辨率宜不低于1mm等体素，FOV不小于240mm×210mm，其中，3.0T设备宜采用的科研采集参数如表2所示，宜采用的临床采集参数如表3所示，1.5T宜采用的临床采集参数如表4所示。

表2 3.0T 设备 3D-T₁WI 科研采集参数

序列名	TR (ms)	TE (ms)	TI (ms)	FA (°)	体素大小 (mm ³)
MPRAGE	2300	2.3	900	8	0.8×0.8×0.8—1×1×1
BRAVO	8.5	2.0	450	12	0.8×0.8×0.8—1×1×1
3D-T ₁ TFE	shortest	shortest	900	8	0.8×0.8×0.8—1×1×1
3D-T ₁ FSP	8.1	3.4	1060	8	0.8×0.8×0.8—1×1×1

表3 3.0T 设备 3D-T₁WI 临床采集参数

序列名	TR (ms)	TE (ms)	TI (ms)	FA (°)	体素大小 (mm ³)
MPRAGE	2400	2.01	1000	8	1×1×1
BRAVO	7.5	3.0	450	12	1×1×1
3D-T ₁ TFE	shortest	shortest	900	8	1×1×1
3D-T ₁ FSP	10.0	4.0	800	10	1×1×1

表4 1.5T 设备 3D-T₁WI 临床采集参数

序列名	TR (ms)	TE (ms)	TI (ms)	FA (°)	体素大小 (mm ³)
MPRAGE	2200	2.01	900	8	1×1×1

表4 1.5T设备3D-T₁WI临床采集参数（续）

序列名	TR (ms)	TE (ms)	TI (ms)	FA (°)	体素大小 (mm ³)
BRAVO	9	5.5	450	12	1×1×1
3D-T ₁ TFE	shortest	shortest	900	8	1×1×1
3D-T ₁ FSP	10	4	800	10	1×1×1

6.2 DTI 采集序列参数

DTI主要用于白质纤维束成像，可采用左右、右左两次极性相反的相位编码信号，宜于3.0T设备上采集，宜采用的采集参数如表5所示。

表5 DTI 采集参数

分类	TR (ms)	TE (ms)	体素大小 (mm ³)	层数	间隔	b值 (s/mm ²)	方向
科研	7000	89	1.5×1.5×1.5—2×2×2	60—80	0	0, 1000或2000, 或3000	64及以上
临床	6000	89	3×3×3	40	0	0, 1000	20

6.3 BOLD 采集序列参数

BOLD为大脑功能活动采集序列，本序列为EPI采集序列，宜于3.0T设备上采集，宜采用的采集参数如表6所示。

表6 BOLD 采集参数

分类	TR (ms)	TE (ms)	体素大小 (mm ³)	层数	层间距 (mm)	多带加速因子	FA (°)	时间点
科研	min—3000	30	1.2×1.2×1.2—2×2×2	72—120	0	2或2×2	90	500—600
临床	2000—3000	33	3×3×3	50	0.8	2或2×2	90	200—300

6.4 3D-FLAIR 采集序列参数

3D-FLAIR为结构像采集序列，在显示蛛网膜下腔和脑实质内的病灶方面具有优势，宜于3.0T设备上采集，宜采用的采集参数如表7所示。

表7 3D-FLAIR 采集参数

分类	TR (ms)	TE (ms)	TI (ms)	ETL	体素大小 (mm ³)	间隔	FOV (mm)
科研	7000	120	2000	30—250	0.8×0.8×0.8—1×1×1	0	224×224—256×256
临床	8000	150	2000	30—250	1×1×1—1.2×1.2×1.2	0	224×224—256×256

6.5 MRS 采集序列参数

MRS可显示活体组织代谢和生化情况，宜于3.0T设备上采集，宜采用的采集参数如表8所示。

表8 MRS 采集参数

方法	TR (ms)	TE (ms)	无水抑制采集参数 (次)	有水抑制采集参数 (次)
短TE PRESS 法	1400—2000	30—35	8—16	128—192
长TE PRESS 法	1600—2000	135—144	8—16	128—192

6.6 3D-ASL 采集序列参数

3D-ASL序列采用FSE采集，可有效克服磁敏感伪影，且可进行大范围、高信噪比成像，宜于3.0T设备上采集，宜采用的采集参数如表9所示。

表9 3.0T 设备 3D-ASL 采集参数

分类	TR (ms)	TI (ms)	层数	层厚 (mm)	采集时间 (min)
科研	3500—6500	多TI:1500/2000/2500/3000	40	3	7
临床	3500—6500	单TI:1500或2000或2500或3000	30	4	5

6.7 SWI 采集序列参数

SWI在显示脑内小静脉及出血方面敏感性高,宜于3.0T设备上采集,宜采用的采集参数如表10所示。

表10 3.0T 设备 SWI 采集参数

分类	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	矩阵 (pixel)	层面内分辨率 (mm)	层厚 (mm)	层数
科研	20—30	20	210×180	384×384	0.5—0.7×0.5—0.7	1.0—1.5	60—100
临床	20—30	20	210×180	384×384	0.5—0.7×0.5—0.7	2	42

6.8 QSM 采集序列参数

QSM序列可以精确地定量测量磁化率的空间分布,可消除多种伪影,定量反映组织内部的铁含量和其他磁性物质分布,宜采用的采集参数如表11所示。

表11 3.0T 设备 QSM 采集参数

分类	TR (ms)	TE数	TE (ms)	FOV (mm)	矩阵 (pixel)	层厚 (mm)	层数
科研	45—90 (与TE个数相关)	4—8	10—50 30为中值	210×180	384×384	1.2	80

6.9 常规 T₁ FLAIR 加权像采集序列参数

该序列为常规2D结构像采集序列,可快速观察解剖结构。其中,3.0T设备宜采用的采集参数如表12所示,1.5T设备宜采用的采集参数如表13所示。

表12 3.0T 设备常规 T₁ FLAIR 加权像采集参数

分类	TR (ms)	TE (ms)	TI (ms)	FOV (mm)	矩阵 (pixel)	层厚 (mm)	层数
临床	2000	7—20	900	210×180	320×256	5	20

表13 1.5T 设备常规 T₁ FLAIR 加权像采集参数

分类	TR (ms)	TE (ms)	TI (ms)	FOV (mm)	矩阵 (pixel)	层厚 (mm)	层数
临床	1800	7—20	720—760	210×180	256×224	5	20

6.10 常规 T₂ 加权像采集序列参数

该序列为常规2D结构像采集序列,可快速观察颅内病变。其中,3.0T设备宜采用的采集参数如表14所示,1.5T设备宜采用的采集参数如表15所示。

表14 3.0T 设备常规 T₂ 加权像采集参数

分类	TR (ms)	TE (ms)	ETL	FOV (mm)	矩阵 (pixel)	层厚 (mm)	层数
临床	4000	100	24—40	210×180	448×384	5	20

表15 1.5T 设备常规 T₂ 加权像采集参数

分类	TR (ms)	TE (ms)	ETL	FOV (mm)	矩阵 (pixel)	层厚 (mm)	层数
临床	4000	100	18—32	210×180	384×352	5	20

6.11 常规 T₂ FLAIR 采集序列参数

该序列为常规2D结构像采集序列，可快速观察脑白质异常信号。其中，3.0T设备宜采用的采集参数如表16所示，1.5T设备宜采用的采集参数如表17所示。

表16 3.0T 设备常规 T₂ FLAIR 采集参数

分类	TR (ms)	TE (ms)	TI (ms)	ETL	FOV (mm)	矩阵 (pixel)	层厚 (mm)	层数
临床	8000	100	2300	大于25	210×180	320×256	5	20

表17 1.5T 设备常规 T₂ FLAIR 采集参数

分类	TR (ms)	TE (ms)	TI (ms)	ETL	FOV (mm)	矩阵 (pixel)	层厚 (mm)	层数
临床	8500	110	2300	24	210×180	288×224	5	20

6.12 水成像序列参数

水成像序列为高分辨的权重较重的T₂加权图像，对于显示颅内神经等细微结构具有优势，宜于3.0T设备上采集，其中3D-FIESTA的脉冲序列，宜采用的采集参数如表18所示，3D-SPACE的脉冲序列，宜采用参数如表19所示。

表18 水成像 3D-FIESTA 序列采集参数

分类	TR (ms)	TE (ms)	FA (°)	体素大小 (mm ³)	FOV (mm)	层数
临床	9000	3.6	50	0.5×0.5×0.5	160×160	48—72

表19 水成像 3D-SPACE 序列采集参数

分类	TR (ms)	TE (ms)	ETL	体素大小 (mm ³)	FOV (mm)	层数
临床	1500	160	90—200	0.5×0.5×0.5	160×160	48—72

6.13 TOF-MRA 序列采集参数

TOF-MRA序列为磁共振血管采集序列，主要显示大脑内动脉。其中，3.0T设备宜采用的采集参数如表20所示，1.5T设备宜采用的采集参数如表21所示。

表20 3.0T 设备 TOF-MRA 采集参数

分类	TR (ms)	TE (ms)	FA (°)	矩阵 (pixel)	FOV (mm)	层厚 (mm)	层数	分次采集次数
临床	21	3.4	20	256×256	200×160	0.6—0.8	96	4

表21 1.5T 设备 TOF-MRA 采集参数

分类	TR (ms)	TE (ms)	FA (°)	矩阵 (pixel)	FOV (mm)	层厚 (mm)	层数	分次采集次数
临床	26	7.15	20	256×256	200×160	0.6—0.8	96	4

7 序列的质控规范

7.1 3D-T₂WI

3D-T₁WI质控要求详情见表22。

表22 3D-T₁WI 的质控要求详情

质控对象	质控参数	要求
体模	SNR	≥65db
	图像整体均匀性	≥80%
人体	组织对比	灰白质分界清晰
	CNR	≥60db
	SNR	≥65db
	图像分辨率	≤1×1×1mm ³
	伪影	无明显运动伪影、并行采集伪影等

7.2 DTI

DTI质控要求详情见表23。

表23 DTI 的质控要求详情

质控对象	质控参数	要求
体模	SNR	≥65db
	图像整体均匀性	≥80%
	几何畸变率	≤5%
	伪影	伪影的信号值/实际信号值≤5%
人体	FA 图像	脑白质 FA 明显高于灰质
	几何畸变率	有轻微的几何畸变，但不影响诊断
	白质纤维束追踪	主要纤维束追踪无变形和缺失
	伪影	无明显运动伪影；允许有轻微伪影，但不影响诊断

7.3 BOLD

BOLD的质控要求详情见表24。

表24 BOLD 的质控要求详情

质控对象	质控参数	要求
体模	SNR	≥65db
	图像整体均匀性	≥80%
	几何畸变率	≤5%
	伪影	伪影的信号值/实际信号值≤5%
	信号漂移值	≤1%
人体	运动	头动控制在 1/2 体素尺寸的平动位移以内
	几何畸变	有轻微的几何畸变，但不影响诊断
	伪影	无明显运动伪影；允许有轻微伪影，但不影响诊断

7.4 MRS

MRS的质控要求详情见表25。

表25 MRS 的质控要求详情

质控对象	质控参数	要求
体模	水峰线宽	≤5HZ
	抑水	≥98%

	SNR	>10
	代谢物 FWHM	<0.1ppm
	谱线基线	非常平稳

表25 MRS的质控要求详情（续）

质控对象	质控参数	要求
人体	抑水	≥95%
	水峰线宽	≤10HZ
	SNR	>10
	代谢物 FWHM	<0.1ppm
	谱线基线	比较平稳，虽然略有基线起伏，但不影响诊断
	谱线图线型	Cho 与 Cr 峰分离，基线较平稳

7.5 常规 T₁WI

常规T₁WI的质控要求详情见表26。

表26 常规 T₁WI 质控要求详情

质控对象	质控参数	要求
体模	SNR	≥65db
	图像整体均匀性	≥80%
人体	组织对比度	灰白质分界清晰、脑脊液呈低信号
	CNR	≥60db
	SNR	≥65db
	伪影	无明显运动伪影、并行采集伪影等

7.6 3D-T₂ FLAIR

3D-T₂ FLAIR的质控要求详情见表27。

表27 3D-T₂ FLAIR 的质控要求详情

质控对象	质控参数	要求
体模	SNR	≥65db
	图像整体均匀性	≥80%
人体	组织对比度	灰白质分界清晰
	图像分辨率	≤1×1×1mm ³
	伪影	无明显运动伪影、并行采集伪影等

7.7 常规 T₂WI

常规T₂WI的质控要求详情见表28。

表28 常规 T₂WI 质控要求详情

质控对象	质控参数	要求
体模	SNR	≥65db
	图像整体均匀性	≥80%
人体	组织对比度	灰白质分界清晰，脑脊液呈高信号
	CNR	≥60db
	SNR	≥65db
	伪影	无明显运动伪影、并行采集伪影等

7.8 常规 T₂ FLAIR

常规T₂ FLAIR的质控要求详情见表29。

表29 常规 T₂ FLAIR 的质控要求详情

质控对象	质控参数	要求
体模	SNR	≥65db

表29 常规T₂ FLAIR的质控要求详情（续）

质控对象	质控参数	要求
体模	图像整体均匀性	≥80%
人体	组织对比度	灰白质分界清晰，灰质信号略高于白质，且脑脊液呈低信号
	CNR	≥60db
	SNR	≥65db
	伪影	无明显运动伪影、并行采集伪影等

8 各疾病序列选择

针对不同类型的神经精神疾病，可根据疾病特点选取扫描序列，具体分类如下：

- 精神疾病患者，具体科研扫描序列如表 30 所示；
- 认知类损害为主要特征的神经类疾病患者，具体科研扫描序列如表 31 所示；
- 存在精神症状尚未明确临床诊断的患者，具体科研扫描序列如表 32 所示；
- 精神疾病高风险人群，具体科研扫描序列如表 33 所示；
- 其他患者，具体科研扫描序列如表 34 所示。

表30 精神疾病患者扫描序列

疾病名称	序列				
	3D-T ₁ WI	DTI	BOLD	T ₂ WI	T ₂ FLAIR
精神分裂症	✓	✓	✓	✓	✓
双相障碍	✓	✓	✓	✓	✓
抑郁障碍	✓	✓	✓	✓	✓
精神活性物质所致精神障碍	✓	✓	✓	✓	✓
孤独症	✓	✓	✓	✓	✓
注意力缺陷和多动障碍	✓	✓	✓	✓	✓
儿童精神发育迟滞	✓	✓	✓	✓	✓

表31 以认知类损害为主要特征的神经类疾病患者扫描序列

疾病名称	序列							
	3D-T ₁	DTI	T ₂	T ₂ FLAIR/3D-T ₂ FLAIR	SWI	ASL	TOF	备注
阿尔兹海默症	✓	✓	✓	✓	✓	✓		
血管性痴呆	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	
帕金森病	✓	✓	✓	✓	✓	✓		快速序列
额颞叶痴呆	✓	✓	✓	✓	✓	✓		
路易体痴呆	✓	✓	✓	✓	✓	✓		

表32 尚未确诊的精神症状扫描序列

疾病名称	序列				
	3D-T ₁ WI	DTI	BOLD	T ₂ WI	T ₂ FLAIR
抑郁状态	✓	✓	✓	✓	✓

焦虑状态	✓	✓	✓	✓	✓
失眠	✓	✓	✓	✓	✓
精神障碍	✓	✓	✓	✓	✓
躯体化障碍	✓	✓	✓	✓	✓
躯体形式疼痛障碍	✓	✓	✓	✓	✓

表33 精神疾病高风险人群扫描序列

疾病名称	序列				备注
	3D-T ₁ WI	BOLD	T ₂ WI	T ₂ FLAIR	
经历重大创伤事件（如自然灾害、丧亲、车祸、刑事案件等）	✓	✓	✓	✓	
长期慢性应激	✓	✓	✓	✓	
已诊断神经内分泌疾病如甲亢、甲减、席汉氏综合征等	✓	✓	✓	✓	
患有严重慢性躯体疾病如肺心病、肝硬化、慢性肾功能不全等	✓	✓	✓	✓	
患有严重神经系统疾病如结核性脑炎、病毒性脑炎等	✓	✓	✓	✓	感染性疾病应加扫3D-T ₁ WI 增强序列

表34 其他患者扫描序列

疾病名称	序列										备注
	3D-T ₁ WI	TOF	SWI	T ₂ WI	T ₂ FLAIR	MRS	DWI	DTI	PWI	T ₁ WI+C	
颅内肿瘤	✓		✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	颅神经病变加扫重 T ₂ 加权水成像序列
脑血管病变	✓	✓	✓	✓	✓						颅神经病变加扫重 T ₂ 加权水成像序列

9 信息处理规范

9.1 fMRI 数据处理流程概览

在获取研究对象MRI扫描数据后，对于各种fMRI脑功能研究和疾病相关的研究均应按图1流程进行分析：

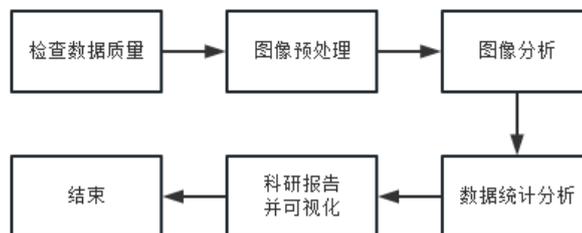


图1 fMRI 脑功能分析流程图

- 检查数据质量：主要对 MRI 图像质量进行检查和控制管理。
- 图像预处理：包括变形校正、头动校正、层间时间校正、空间配准以及标准化、空间平滑处理等。
- 图像分析：大致分为结构像的分析（VBM, SBM, VBM 纵向分析）、BOLD 分析（静息态，任务态以及组水平独立成分分析）、弥散加权成像和灌注加权成像分析、谱分析、定量磁化率成像等。
- 数据统计分析：将分析结果进行各种类型的统计，得出一些有数据支撑的相关结论。
- 科研报告并可视化：将分析的结果以图示和图像等报告形式呈现。

9.2 图像预处理

对于BOLD像的处理，需要分析体素或脑功能区信号的时间变化，例如静息态fMRI或任务态fMRI，应按照图2流程进行数据预处理（根据研究方案选取合适的预处理程序或流程）：

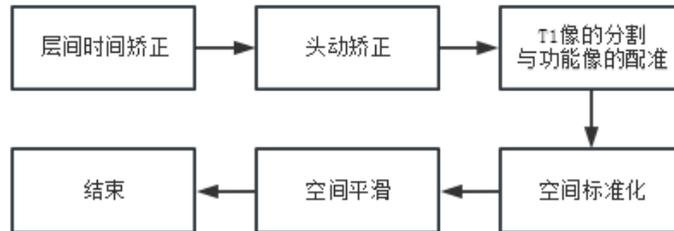


图2 图像预处理流程图

——输入图像：T₁WI 结构像，含多个时间点的功能像；

——输入参数：

- 去除时间点数；
- 扫描方式（错层、时间参数）；
- 平滑核大小：一般比像素体积最大尺度大一些，并小于2倍效果较好；
- 选择模板；
- TR。

——层间时间校正：做信号时间变化分析时，需先将一个 Volume 中各层的时间校准到一个基准

时间上（利用数据的插值方法），即校正采集数据时同 Volume 中各个层之间的时间差异；

——头动校正：对齐扫描过程中所有的图像，以纠正扫描过程被试者头动的影响；

——T₁WI 图像的分割和配准：由于功能像的分辨率低，因此应先对 T₁WI 进行分割，并将功能像配准到 T₁WI，以提高空间标准化的精度；

——空间标准化：应将不同个体数据配准到标准解剖空间，实现个体标准化，以进行组间分析；

——空间平滑：对体素的空间平滑化，可降低图像噪声，提高 SNR。

输出：

——经过预处理后的功能像；

——头动校正参数等，用于后面的回归因子；

——其他的中间图像。

9.3 图像（数据）分析

9.3.1 结构像分析

9.3.1.1 VBM

VBM分析算法实现脑组织（灰质、白质和脑脊液）的分割，并自动给出内置脑图谱（AAL图谱、Brodmann图谱、Harvard-Oxford图谱、Brainnetome图谱）以及用户自定义脑图谱中的各脑区的体积值，具体分析流程应按图3所示进行。

——输入图像：T₁WI 结构像，层厚不应超过 2mm，1mm 较宜；

——输入参数：

- 平滑核大小：宜比像素体积最大尺度大一些，并小于2mm³效果较好；
- 选择图谱。

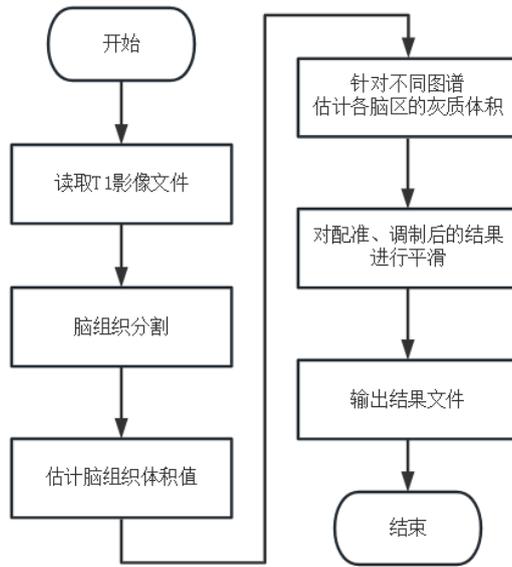


图3 基于体素的脑形态学分析流程图

输出：

- 个体空间白质、灰质分割图像；
- 配准、调制和平滑后的白质、灰质分割图像；
- 按照选择模板生成的各个脑区白质、灰质和脑脊液体积，以及总体积表。

9.3.1.2 SBM

SBM分析算法可以对结构像进行预处理（提取脑组织、图像校正、灰白质分割等），完成皮层表面重建（得到灰质、白质、脑脊液交界面），生成基于Desikan-Killiany图谱、Destrieux图谱、DKT图谱、Brainnetome图谱的皮层脑区分区以及基于RB图谱的皮层下结构分区，并给出体积、面积、厚度、曲率、LGI等一系列指标，具体分析流程应按图4所示进行。

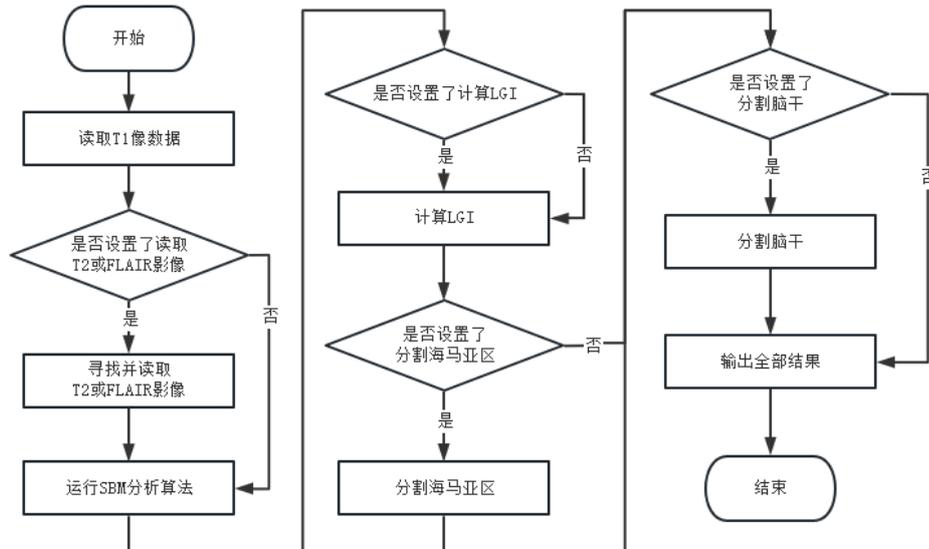


图4 基于表面的脑形态学分析流程图

- 输入图像：T₁WI 结构像（必选输入），T₂WI 结构像（可选输入），FLAIR 像（可选输入）；
- 输入参数：
 - 是否计算LGI；

- 是否使用 T_2 或FLAIR像。若使用则可提高皮层重建质量；
- 是否分割海马区；
- 是否分割脑干。

输出：

- 左右脑、脑白质、脑灰质等 mesh 文件；
- 各个区域（包括选择区域：海马、脑干等）的体积表；
- 其他表格、图像。

9.3.1.3 基于VBM纵向分析

基于体素的脑形态学纵向分析算法处理多个时间点的纵向脑结构数据，用于研究脑组织体积改变在一组人中的改变或多组人群中的改变的差异。结果包括各时间点的脑组织（灰质、白质和脑脊液）分割结果和脑图谱（AAL图谱、Brodmann图谱、Harvard-Oxford图谱、Brainnetome图谱）中各脑区的体积值，具体分析流程应按图5所示进行。

- 输入图像：包括 2 个时间点以上的 T_1 WI 结构像；
- 输入参数：
 - 平滑核大小；
 - 检测改变。

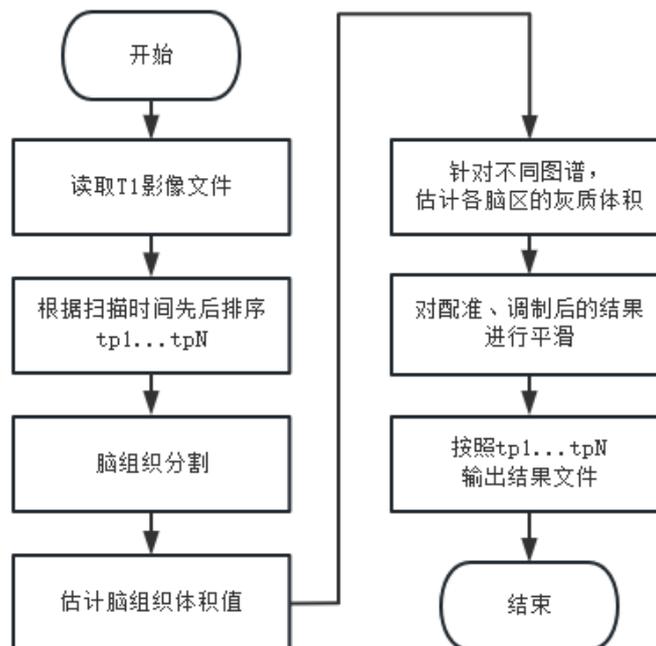


图5 基于VBM纵向分析图

输出：

- 各个时间点的白质、灰质图像，以及配准、调制和平滑后白质、灰质图像；
- 白质、灰质和脑脊液体积表，以及在给定图谱上各区的三种物质体积表；
- 可能包含依据其他图谱分割的结果。

9.3.2 功能像分析

9.3.2.1 静息态功能像分析

静息态功能像分析需在对结构像和静息态功能像进行预处理（组织分割、图像配准、时间层校正、头动校正、协变量回归、滤波、平滑等）基础上，计算各种指标，如ReHo、ALFF、fALFF等，还可生成

基于种子点的全脑功能连接(FC)图以及基于常见脑图谱(Brodmann、AAL、Harvard-Oxford、Brainnetome图谱等)和用户自定义脑图谱的全脑功能连接网络,具体分析流程应按图6所示进行。

——输入图像: T₁WI 结构像和功能像;

——输入参数:

- 图像预处理参数;
- 是否去除下列协变量: 头动、白质、脑积液、第一主成分等;
- 带通滤波下限: 一般0.01Hz;
- 带通滤波上限: 一般0.08到0.1Hz。

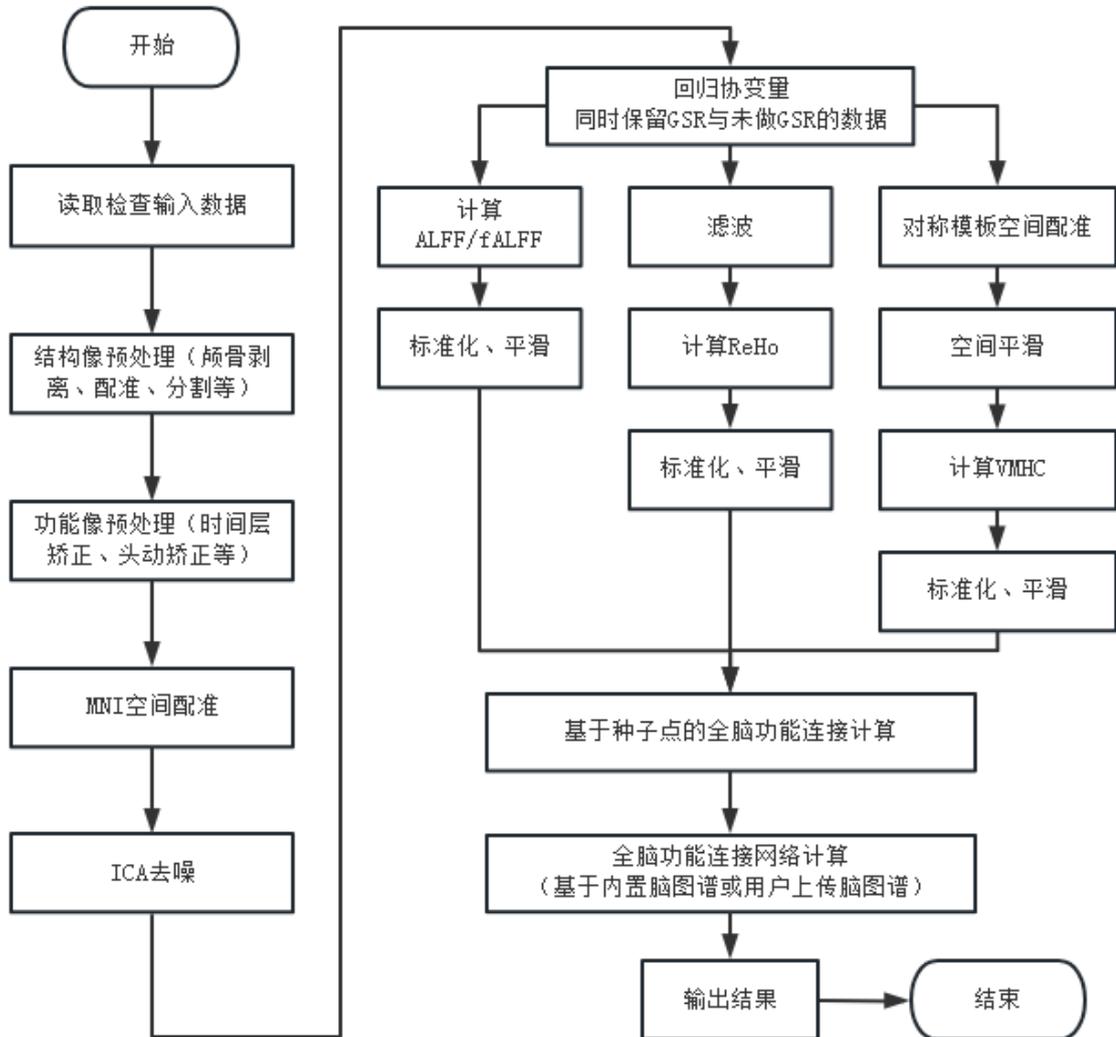


图6 静息态功能像分析流程图

^a 第1步按照“检测数据质量”步骤进行操作;第2到第4步按照“图像预处理”步骤进行操作。

输出:

- 多种指标的结果,包含 ALFF、fALFF、ReHo、FC 等指定分析的参数,对应的 nii 图像文件,已全部在 MNI 标准空间,且做了 Z 值标准化 (Z-scoring) 和平滑;
- 基于种子点的全脑功能连接图。如果种子点文件中有多于一个 Seed 或 ROI,则输出相应 Seed 或 ROI 的全脑功能连接图。

9.3.2.2 任务态功能像分析

任务态功能像分析是基于任务态功能磁共振成像（task fMRI）计算单被试对应任务激活的算法。算法根据用户自己上传的任务设计文件以及contrast文件对fMRI图像进行分析处理。分析过程包括fMRI数据预处理（应符合本标准第8.2条的要求）以及GLM分析两个步骤，具体分析流程应按图7所示进行。

——输入图像：需至少一个 run 的 fMRI 数据（必选输入），T₁WI 结构像（可选输入）；

——输入参数：

- 图像预处理参数；
- 任务态刺激的参数（任务顺序，Contrast文件等）。

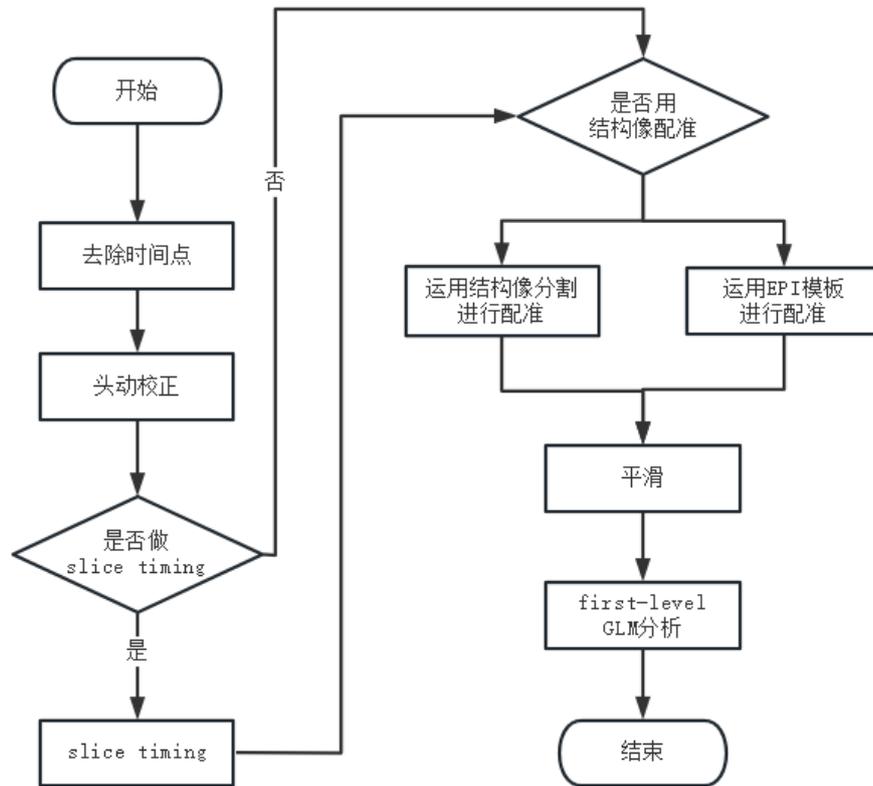


图7 任务态功能像分析流程图

^a 第 1 到第 5 步按照“图像预处理”步骤进行操作。

输出：

- GLM 分析的 contrast 文件，用于有后续的分析；
- T 统计文件和 F 统计文件。

9.3.2.3 组水平独立成分分析

Group ICA可对功能像和结构像进行预处理，并自动去除运动等噪声成分，最终为群组内每个被试生成顺序一致的独立成分，具体分析流程应按图8所示进行。

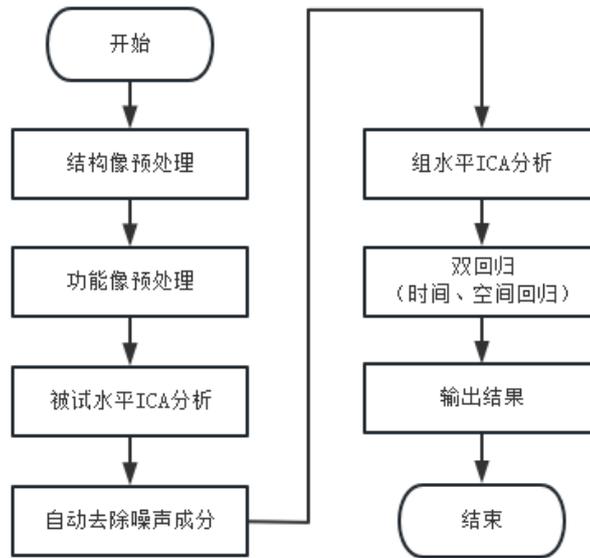


图8 组水平独立成分分析流程图

^a 第1到第2步按照“图像预处理”步骤进行操作。

——输入图像：功能像，T₁WI 结构像；

——输入参数：

- 图像预处理参数；
- 是否对结构像重采样；
- 是否重定位图像；
- 是否剪裁图像无信号区域；
- 是否进行偏场校正。

输出：

- 各独立成分汇总并 Z 值化的 4D 图像文件、每一个独立成分的图像文件、Z 值化图像文件；
- 各独立成分的时间序列文件；
- 组水平上各独立成分的图像文件等。

9.3.3 弥散加权成像分析

9.3.3.1 DTI 参数分析

数据经过预处理后，首先计算FA、MD、AD、RD等DTI模型的参数图像；再将所有参数图像配准到标准模板，得到标准空间下的参数图；根据脑白质模板计算各白质区域的参数平均值。若选择TBSS处理，则用非线性配准方法将所有被试的FA图像配准到同一空间。在平均FA图像上提取FA骨架，这个骨架代表这组被试纤维束的中心位置。将每个被试的参数图重新投射到这个FA骨架上，得到每个被试的纤维束骨架参数图，具体分析流程应按图9所示进行。

——输入图像：DTI 图像（必选输入），3D-T₁WI 结构像（可选输入）；

——输入参数：

- 自定义b值，bval，bvec文件；
- 是否校正EPI图像变形；
- 脑部提取阈值是否需空间标准化；
- 平滑核大小；
- 是否对T₁重采样、重定位；
- 是否进行场偏校正；
- 体素大小。

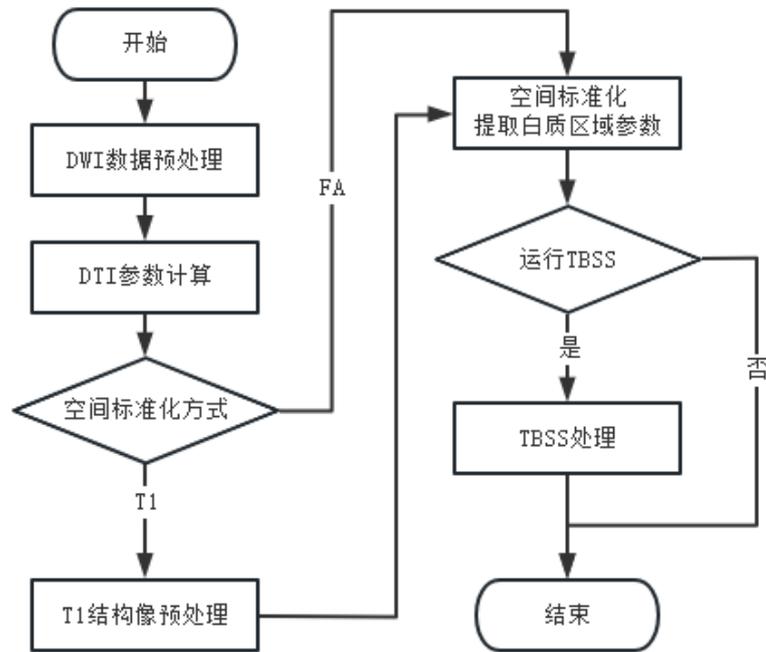


图9 DTI 参数分析流程图

^a 使用 DWI 通过测量白质束中水的各向异性扩散能够提供有关大脑中解剖学连接性的信息。FA 数据的三维统计分析可以使用 TBSS 程序来进行计算。

输出：

- 个体空间和标准空间下的扩散参数图，参数包括 FA、MD、AD、RD；
- 纤维束骨架上的扩散参数图，参数包括 FA、MD、AD、RD；
- 根据脑模板生成的白质区域扩散参数。

9.3.3.2 DTI 确定性纤维追踪

全脑会根据模板划分为各个脑区，纤维束追踪结果用于计算各个脑区的结构连接。默认情况下计算模板内各脑区间的连接，得到结构连接矩阵。也可以单独上传一个种子区，计算它到各脑区的结构连接。具体分析流程应按图10所示进行。

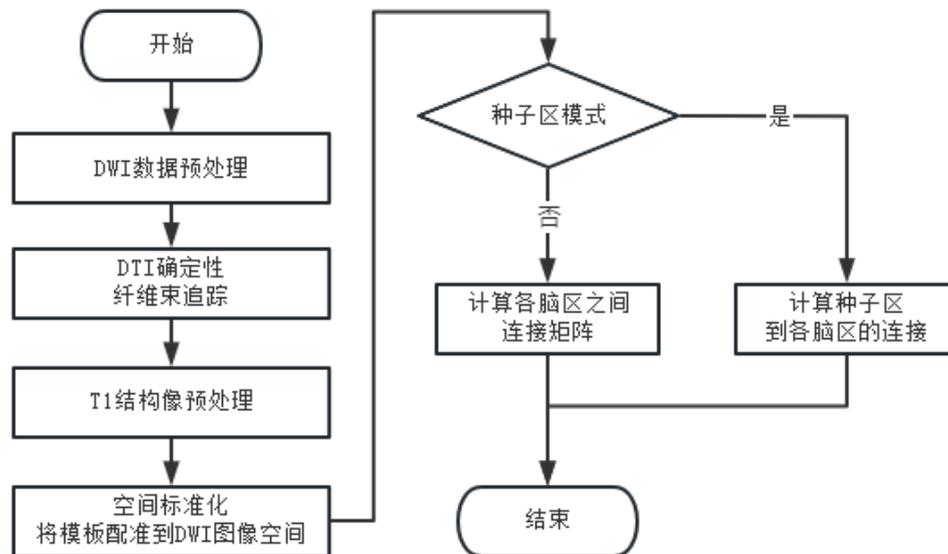


图10 确定性纤维束追踪流程图

- 输入图像：DTI 图像（带 b0 和 bvec，必选输入），3D-T₁WI 图像（必选输入），类 shell 图像（用于变形校正，可选输入）；
- 输入参数：（1）是否变形校正；（2）脑部提取阈值；（3）脑区提取方式；（4）是否 DWI 重采样；（5）T₁WI 像是否进行重采样、定位；（6）是否进行偏场校正；（7）上传模板或指定感兴趣区域；（8）选择脑区划分模板；（9）设种子区域或种子区域文件；（10）指定追踪算法；（11）设定步长；（12）设定最大转角；（13）设定 FA 上下限。

输出：

- 全脑纤维束；
- 纤维束追踪结果的文件（纤维束数量、平均长度等）。

9.3.3.3 DTI 概率性纤维追踪

根据模板将全脑划分为多个脑区，纤维束追踪结果用于计算各个脑区的结构连接。默认情况下计算模板内各脑区间的连接，得到结构连接矩阵。也可以单独上传一个种子区，计算它到各脑区的结构连接。具体分析流程应按图11所示进行。

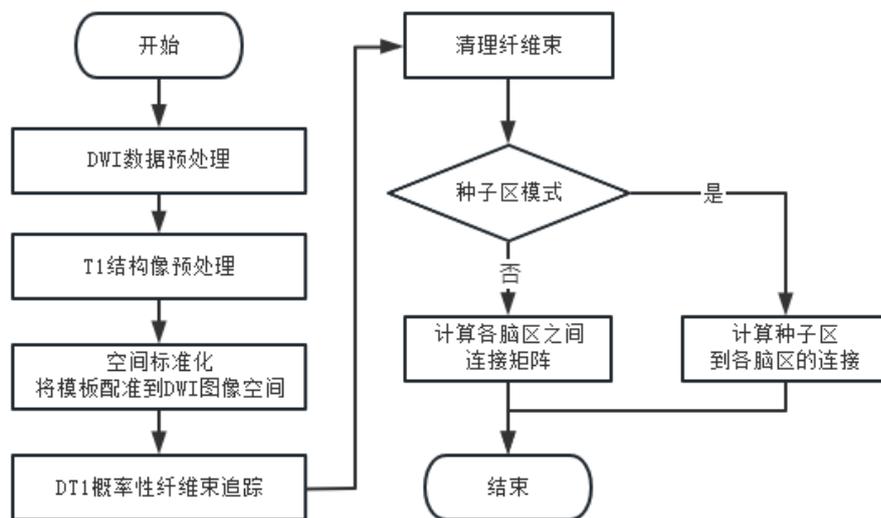


图11 概率性纤维束追踪流程图

- 输入图像：DTI 图像（带 b0 和 bvec，必选输入），3D-T₁WI 图像（必选输入），类 shell 图像（用于变形校正，可选输入）；
- 输入参数：（1）是否进行 EPI 变形校正；（2）脑部提取阈值；（3）脑区提取方式；（4）是否 DWI 重采样；（5）T₁ 像是否进行重采样、定位；（6）是否进行偏场校正；（7）是否要剪裁图像外无信号区域；（8）选择脑区划分模板；（9）设种子区域或种子区域文件；（10）指定体素最多纤维数；（11）设定体素中纤维权重；（12）设定迭代次数；（13）设定蒙特卡罗模拟步数；（14）设定每次采用步数；（15）选择去卷积模型；（16）低 SNR 处理模式；（17）采用莱斯噪声模型；（18）设定体素内采用数目；（19）设定纤维束追踪步数、步长；（20）设定两步间最小角度。

输出：

- 体素内估计纤维束分布的结果；
- 追踪结果文件（纤维束数目矩阵、归一化数目矩阵、平均长度矩阵等）。

9.3.3.4 自动纤维束量化分析

数据经过预处理后，计算DTI确定性纤维束追踪，得到全脑纤维束；根据已知的解剖结构设置纤维束的起止区域，寻找主要纤维束；然后对纤维束进行清理，排除假的连接；最后沿着纤维束方向提取100个点的扩散参数值。具体分析流程应按图12所示进行。

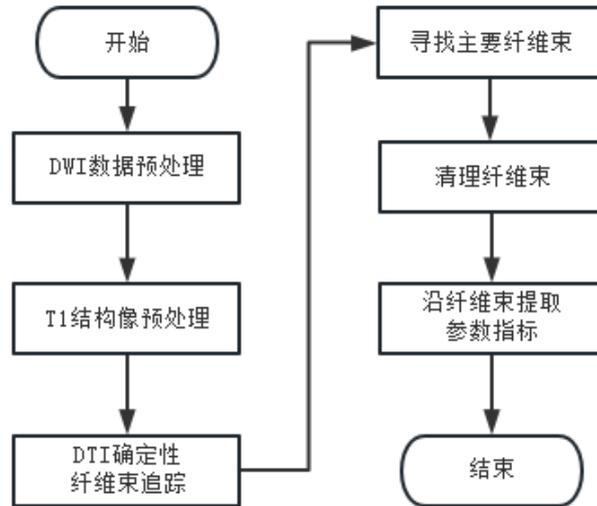


图12 自动纤维束量化分析图

——输入图像：DTI 图像（带 b0 和 bvec，必选输入），3D-T₁WI 图像（必选输入），类 shell 图像（用于变形校正，可选输入）；

——输入参数：

- 是否进行EPI变形校正；
- 脑部提取阈值；
- 脑区提取方式；
- 是否DWI重采样。

输出：

- 各主要纤维束上的扩散参数，参数包括 FA、MD、AD、RD；
- 全脑纤维束。

9.3.4 ASL 分析

ASL分析是根据特定的ASL数据计算CBF值。算法应支持PASL（包括2D-PICORE和3D-FAIR两种ASL成像方式）以及3D-PCASL的CBF相关计算。具体分析流程应按图13所示进行。

——输入图像：ASL 成像的原始图像（必选输入）、3D-T₁加权像（可选输入）；

——输入参数：标记方式、标记时间、标记后延迟时间、配准到的标准空间等。

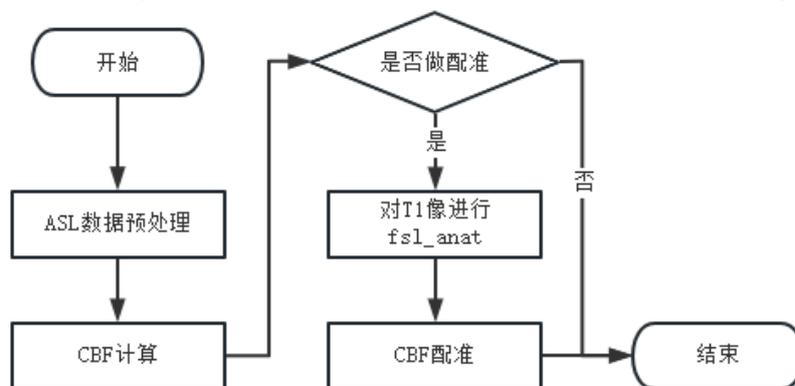


图13 ASL 脑血流分析流程图

输出：

- 被试空间的 CBF map；
- 被试空间的灌注加权成像；

——标准空间的 CBF map、平台内置脑图谱各脑区的平均脑血流表格（选择配准时）；

9.3.5 MRS 分析

MRS成像是应用MRI和化学位移来研究脑指定区域化合物成分的技术，是可进行活体组织代谢定量分析的一种无创检测手段。

处理MRS数据需对MR谱进行校正，并求出积分峰。具体后处理流程应按图14所示进行。



图14 MRS 后处理流程图

——输入图像：MRS 扫描图像；

——输入参数：无。

输出：

——指定位置的 MR 波谱图；

——各个峰的计算参数（积分等）表。

9.3.6 QSM 数据分析

QSM是一种可以定量测量脑部组织中磁化率的大小并显示其空间分布信息的技术。相较于SWI技术，QSM可以去除模糊伪影，不依赖扫描参数和几何方向的影响，可量化组织局部的磁敏感性性质，具有高敏感度。具体后处理流程应按图15所示进行。

——输入图像：QSM 序列采集图像（必选输入），3D-T₁WI 结构像（可选输入）；

——输入参数：无。

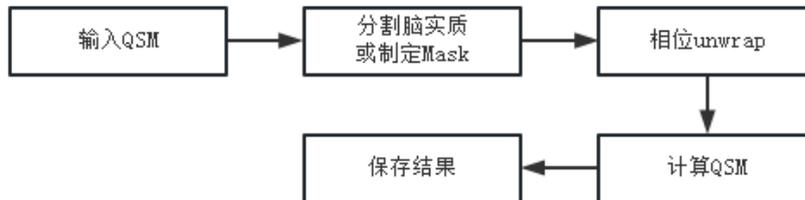


图15 QSM 后处理流程图

^a 指定了 Mask 和结构像，可分割出模板对应各个脑区的 QSM 值，流程中需要加上预处理的配准和空间标准化步骤。

输出：

——QSM 图像；

——若给定脑模板和结构像，可得到各个脑区的 QSM 图。

9.4 数据统计分析

9.4.1 图像数据统计分析

可以针对选取的个体水平分析结果，执行统计分析以及多重比较校正。包括：单样本T检验、双样本T检验和配对T检验、方差和协方差分析、相关性分析。具体分析流程应按图16所示进行。

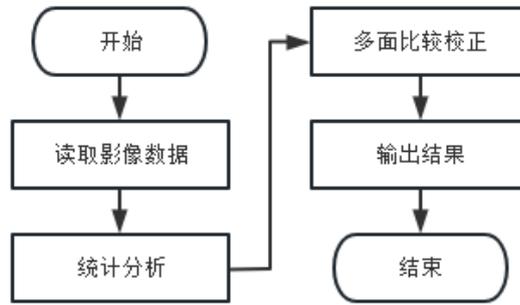


图16 图像数据统计分析流程图

输出：

- 包括各种未校正时各个统计方法的 nii 图像文件和结果：T（单样本 T 检验）、 T_2 （双样本 T 检验）、TP（配对 T 检验）、R（相关分析）、F（方差分析/协方差分析）、事后检验中组间两两比较后的 Z 值图；
- 若经过了校正，则输出校正后的同类图像和结果。

9.4.2 GLM 分析

GLM在脑功能分析中应用非常广泛，从first level（个体被试）到second level（组水平，多个被试）的统计推断都需要执行GLM流程。具体分析流程应按图17所示进行。



图17 一般线性模型分析流程图

GLM在fMRI数据分析中应用广泛，如静息态和任务态分析均在不同的level上采用了GLM。其统计分析可以实现多个目标：

- 定位被任务激活的脑区；
- 确定对应于大脑功能的神经网络；
- 得出心理或神经疾病的预测。

各种软件提供了GLM分析工具，但使用方法不尽相同，需要参考相关说明。

9.4.3 SBM 统计分析

对SBM中重建好的皮层指标图像进行统计分析和多重比较校正，其具体分析流程应按图18所示进行。

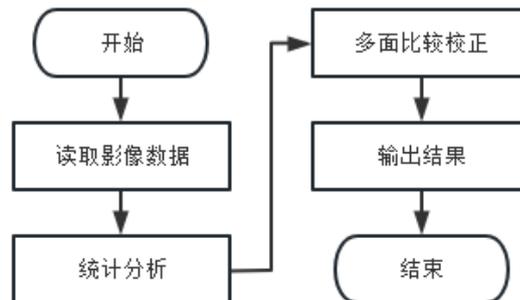


图18 SBM 统计分析流程图

——输入图像：每个被试的个体 SBM 分析输出；

——输入参数：

- 皮层指标（厚度、面积、皮层面积、体积、LGI、平滑后平均曲率）；
- 平滑核大小、统计方法（单样本T检验、双样本T检验、协方差或方差分析）；
- 设定顶点水平p值；
- 设定团块水平p值。

输出：

- 各指标统计和多重比较校正后的所有结果；
- 多重比较校正后的显著结果列表报告；
- 多重比较校正后的被试显著结果均值列表；
- 可能有：显著结果配准到标准空间的立体图。

9.4.4 VBM 纵向统计分析

根据用户设定的分组情况和时间点情况完成模型设计，需定义contrast，然后通过flexible factorial design模型进行统计分析，生成T值文件。具体分析流程应按图19所示进行。

——输入图像：多个时间点的压缩包；

——输入参数：Mask 绝对阈值、Contrast 文件、多重比较校正方法、校正的P值、团簇大小。

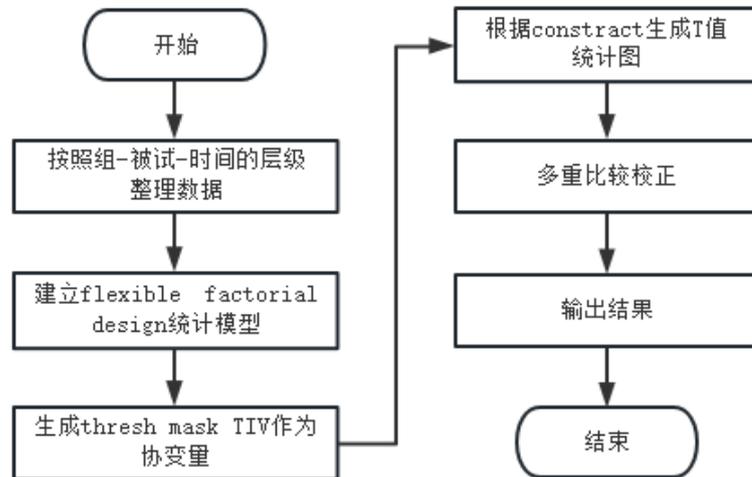


图19 VBM 纵向统计分析流程图

输出：

- 原始T值图像文件，如果上传文件包括了N个contrast，就有对应的N个T值文件；
- 通过校正的T值文件；
- 通过校正的cluster图像文件；
- 通过校正的cluster信息。