



# 团体标准

T/XXX XXXX—XXXX

## 基于 T1 加权磁共振影像的个体化 脑网络构建流程与处理规范

Standardized Workflow and Processing Specifications for Individualized Brain  
Network Construction Based on T1-Weighted Magnetic Resonance Imaging

在提交反馈意见时，请将您知道的相关专利连同支持性文件一并附上。

XXXX – XX – XX 发布

XXXX – XX – XX 实施

中国生物医学工程学会 发布

目 次

前言 ..... II

引言 ..... III

1 范围 ..... 4

2 规范性引用文件 ..... 4

3 术语和定义 ..... 4

4 采集规范及脑网络构建流程 ..... 5

    4.1 sMRI 采集要求及质量控制 ..... 5

    4.2 sMRI 图像预处理流程 ..... 6

    4.3 脑网络分析流程 ..... 7

    4.4 个体化脑网络计算实例 ..... 8

参考文献 ..... 9

## 前 言

本文件按照GB/T 1.1—2020《标准化工作导则 第1部分：标准化文件的结构和起草规则》的规定起草。

请注意本文件的某些内容可能涉及专利。本文件的发布机构不承担识别专利的责任。

本文件由中国生物医学工程学会提出。

本文件由中国生物医学工程学会知识产权与标准化工作委员会归口。

本文件起草单位：北京邮电大学、中日友好医院、北京师范大学、首都医科大学宣武医院、安影科技。

本文件主要起草人：刘勇、赵坤、马国林、舒妮、闫少珍、孟刚、张逸鹤。

## 引 言

大脑脑区的形态学属性往往与其他大脑区域的形态学属性共同变化，这种现象被称为结构协方差，在此基础上所构建的网络被定义为结构协方差网络（Structural covariance network, SCN），也称大脑结构共变网络。SCN 的节点通常定义为大脑中的脑区或其他感兴趣区域，SCN 的边通常定义为两个节点之间的形态学指标的相似性。基于结构磁共振的个体化脑网络为理解大脑拓扑结构提供了新的模型。

然而既往国内外研究基于结构磁共振构建个体化脑网络的方式多种多样，缺乏可对比性，导致不同研究和不同方法的研究难以复现，基于结构磁共振影像构建个体化脑网络尚缺少有效的规范和标准。

本标准依据当前国内外关于个体化脑结构网研究进展，结合我国脑结构网络技术应用现状，参考国际多个研究组的研究结果，制定用于基于T1图像研究脑结构网络的统一技术流程，特制订本文件。

# 基于 T1 加权磁共振影像的个体化脑网络构建流程与处理规范

## 1 范围

本文件规定了基于T1加权磁共振影像的个体化脑网络构建流程与处理。  
本文件适用于基于T1加权磁共振影像个体化脑网络的构建。

## 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文件必不可少的条款。其中，注日期的引用文件，仅该日期对应的版本适用于本文件；不注日期的引用文件，其最新版本（包括所有的修改单）适用于本文件。

## 3 术语和定义

下列术语和定义适用于本文件。

### 3.1

**结构磁共振影像 (structural magnetic resonance imaging, sMRI)**

利用磁共振成像技术获取脑部解剖结构信息的医学影像方式，主要用于反映脑组织形态学和病理状态，通过磁共振成像技术对人体内部的水分子进行扫描，对水分子的信号定量分析，从而进一步得到人体内部组织结构的三维图像。

### 3.2

**磁共振图像分辨率 (Image Resolution)**

磁共振图像中单个像素或体素所代表的真实组织空间尺寸，是衡量图像细节呈现能力和图像质量的指标。

### 3.3

**配准 (Registration)**

通过变换将不同时间、不同个体或不同模态的影像映射到统一空间（如 MNI 标准空间）的过程，以实现图像间空间对齐。

### 3.4

**感兴趣区域 (Region of interest, ROI)**

机器视觉、图像处理中，从被处理的图像以方框、圆、椭圆、不规则多边形等方式勾勒出需要处理的区域，在影像数据中针对特定分析目的选取的局部区域，通常通过手动或自动方式在图像上勾画得到。

### 3.5

**体素 (Voxel)**

三维影像中最小的体积元素，代表空间内一个有限体积的组织区域，是表征 MRI 图像空间分辨率的基本单位。

### 3.6

**标准空间 (Standard space)**

用于实现脑影像跨个体对齐的统一空间坐标系统，如MNI152空间。

### 3.7

**空间变换 (Spatial transformation)**

将影像从一种空间坐标系统映射到另一系统的数学过程，包括刚性变换、仿射变换和非线性变换等。

### 3.8

**脑模板 (Brain template)**

基于群体平均构建的标准化脑模型，包含解剖结构及对应空间坐标，用于图像配准和空间标准化。

## 3.9

**脑图谱 (Brain atlas)**

以三维脑影像为基础，对脑皮层及皮层下结构进行系统性区域划分的空间标注体系，可用于脑区分割和功能/结构定位。

## 3.10

**影像特征 (Neuroimaging features)**

定量描述影像组织形态或信号特征的参数，包括结构体积、皮层厚度、表面积、曲率以及影像组学特征等。

## 3.11

**归一化 (Normalization)**

通过数学变换消除不同特征在尺度或量纲上的差异，使其映射到统一数值空间，以便于比较或计算。

## 3.12

**节点 (Node)**

脑网络中对应于脑区的图结构元素，反映大脑结构或功能的局部区域。

## 3.13

**边 (Edge)**

表示脑网络中节点之间的连接关系，常由特征相似性、相关性或结构特性推断得到。

## 3.14

**脑网络 (Brain network)**

以脑区为节点、脑区间关系（如结构相似性、功能相关性）为边构建的连接模型，用于刻画大脑拓扑结构和连接模式。

## 3.15

**图论指标 (Graph theoretical metrics)**

基于图论计算的脑网络属性，包括聚类系数、特征路径长度、效率、小世界性等。

## 3.16

**个体化脑网络 (Individualized brain network)**

基于个体的脑影像数据，通过标准化的数据预处理、脑区分割及网络建模方法，构建得到的用于表征该个体脑区之间结构或功能连接关系的网络模型。

## 4 采集规范及脑网络构建流程

sMRI采集及脑网络构建流程见图1。

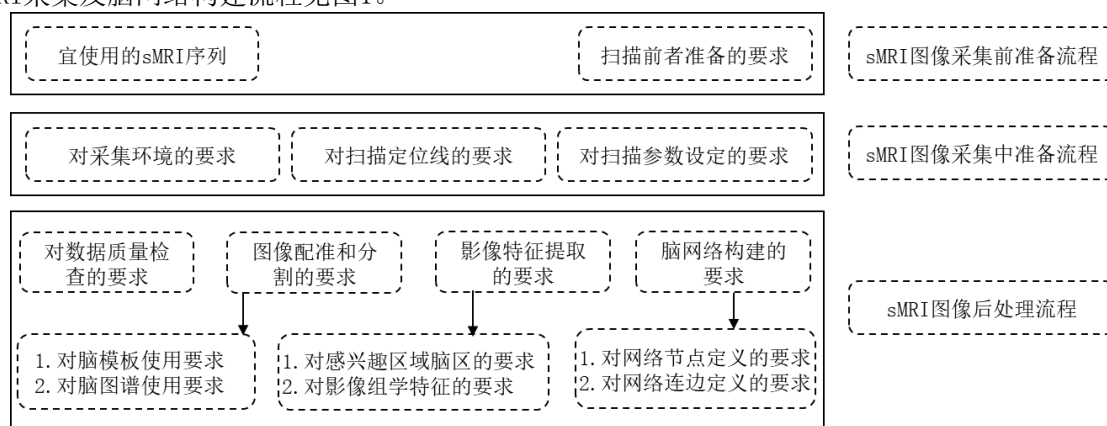


图1 基于sMRI构建个体化脑网络的流程图

## 4.1 sMRI 采集要求及质量控制

## 4.1.1 sMRI 采集序列

宜优选场强为1.5T及以上的磁共振扫描仪，所配线圈应满足基本成像要求。  
宜采用 T1 加权三维结构像（如MPRAGE、SPGR）。结构磁共振成像具有较好的稳定性。

#### 4.1.2 扫描前患者准备的要求

- 固定患者头部，应确保患者在扫描过程中尽可能减少头动伪影；应确保患者扫描野内无明显产生磁敏感伪影的异物。
- 应检查扫描范围内是否存在可能产生磁敏感伪影的金属异物，扫描前要求患者移除所有金属物品，包括但不限于首饰、眼镜、假牙、助听器、发夹、手机。详细询问患者的病史，确保患者不携带金属植入物、心脏起搏器或其他可能影响磁共振扫描的医疗设备。
- 应向患者说明扫描过程和注意事项，确保患者在扫描期间尽可能保持不动。

#### 4.1.3 图像质量控制

进行初步的快速扫描，检查患者的位置和图像质量，确保一切参数和设置正确，检查采集层数在120-200层之间，扫描时间在2-5分钟。若发现问题，及时调整患者位置或扫描参数，并重新进行初步扫描确认开始正式的MRI数据采集，按照设定的扫描参数进行全面扫描。在整个扫描过程中，应实时监控图像质量，确保数据的完整性和准确性，无伪影。记录任何可能影响图像质量的干扰或异常情况，并及时处理。

质量控制应对扫描过程中可能产生的主客观因素进行评估，包括头动、噪声水平、图像均匀性和整体成像质量。

进行后续预处理前，应保证：

- 1) 图像层与层之间无明显错层或模糊；
- 2) 脑组织边界清晰可辨；
- 3) 图像不存在大量不可控噪声或严重伪影；
- 4) 灰度分布无明显异常结构。

不符合质量要求的图像应予以剔除或重新采集。

### 4.2 sMRI 图像预处理流程

#### 4.2.1 去噪

sMRI图像应首先进行去噪处理，将图像中由机器扫描带来的影响因素去除。去噪处理对象应为完成重建后的原始sMRI图像数据，去噪前不应进行插值、强平滑或空间重采样操作，避免噪声特性发生改变。去噪方式可使用非局部均值（NLM）、小波阈值去噪，具体要求如下：

- 采用非局部均值去噪时，应基于图像中局部块之间的相似性进行噪声抑制。搜索窗口大小和相似块大小应根据图像空间分辨率和噪声水平进行设置。权重衰减参数应与估计噪声强度相匹配，以在降低噪声的同时保持皮层边界和灰质-白质对比特征。非局部均值去噪过程中应保持图像矩阵尺寸和体素空间信息不变。
- 采用小波阈值去噪时，应先对 sMRI 图像进行多尺度小波分解，在小波域内对高频系数进行阈值处理后再进行重构。阈值类型可采用软阈值或硬阈值方式，阈值大小应依据噪声估计结果或经验参数确定。小波基函数的选择应兼顾平滑性和边缘保持能力，以减少结构细节损失。
- 去噪处理完成后，应对图像质量进行检查。去噪后的 sMRI 图像应在整体信噪比提升的同时，保持脑组织解剖结构的连续性和边缘清晰度，不应出现明显过度平滑、伪影或灰度失真。

#### 4.2.2 图像灰度不均匀性校正

应对原始图像进行强度非均匀性校正，去除线圈性能及磁场偏差导致图像灰度场不均匀。校正对象应为完成重建的原始sMRI图像，校正过程中不应改变图像的空间分辨率、矩阵大小及体素尺寸信息。首先，对原始 sMRI 图像进行灰度归一化或强度范围限定，以减少极端灰度值对偏置场估计的影响；其次，采用基于非参数模型的偏置场估计算法对图像中的低频强度场进行建模。偏置场应被约束为缓慢变化的平滑场，其空间变化尺度应明显大于解剖结构尺度。偏置场估计过程中可引入组织类别概率或局部

灰度统计信息，以提高估计稳定性；随后，将估计得到的偏置场用于对原始图像进行逐体素校正。校正方式应通过将原始图像灰度值除以或归一化至对应位置的偏置场值实现，确保校正过程在整个图像范围内连续一致。大脑图像配准

sMRI图像应进行由个体空间配准到标准空间。选用的标准空间为蒙特利尔脑科学实验室制定的MNI152的标准空间，配准方法应选择仿射和可变形性转换。配准后应检查是否存在明显的脑区偏移或结构畸变。

### 4.2.3 脑图谱的选择

应根据研究目的选择合适的脑图谱。建议选用分区数量约200 - 300的脑图谱，宜使用自动解剖标注脑图谱、Brainnetome或Schaefer图谱，不应选择分区数量过的脑图谱。脑图谱要求能够清晰标注皮层及皮层下结构区域。

### 4.2.4 大脑脑区水平特征提取

脑区水平的结构特征应考虑灰度体积、皮层厚度（仅针对皮层上区域）、曲率、沟深度和表面积等宏观形态特征；同时应提取其他高阶影像特征，如影像组学特征，考虑特征的原则要求满足特征鲁棒性和可复现性。

### 4.2.5 影像特征的归一化

应对各特征分别进行归一化处理。建议使用基于个体内脑区分布的Min - Max归一化方法，减少特征间量级差异对后续分析的影响。

### 4.2.6 个体化脑网络的构建

脑网络要求通过定量两个脑区之间的影像学特征的相似性刻画，计算方法建议使用Pearson相关、因果关系模型，还可使用k-nearest density算法计算不同区域的K-L散度，估计两个脑区的关系。在完成矩阵计算后，需对整体进行一次Fisher r-2-z变换，实现数据标准化。所得网络要求能够反映不同脑区之间的结构关系，可作为后续网络分析的基础。

## 4.3 脑网络分析流程

### 4.3.1 脑网络的预处理

个体化脑网络通常以脑区之间的连接矩阵（即邻接矩阵）表示，初始矩阵一般为全连接矩阵。在进行网络分析之前，应对网络进行适当预处理，去除较弱连接或噪声连接。

应对网络计算后得到的全连接矩阵进行稀疏化。选择阈值稀疏化或离散度稀疏化。阈值稀疏化应按连接权重设定阈值，保留强于阈值的连接，其余设为零；离散度稀疏化应固定网络的连接密度，保留排名靠前的若干比例的边，本标准应使用密度范围为0.15~0.25。

稀疏化后应进一步对网络质量进行检查，确定网络是否保持连通或具有主要连通分量；是否存在大量孤立节点；稀疏化是否导致网络结构过度简化或失真。

### 4.3.2 脑网络可视化

网络可视化应直观呈现脑区之间的连接模式，并辅助检查网络构建的合理性。脑网络可视化方法应选择径向连接图或者大脑连接图显示。

其中径向连接图以圆环形式应展示脑区之间的连接关系，适用于观察全脑整体连接模式及左右半球间的连接对称性；大脑三维连接图应能够将节点映射到标准空间下的大脑三维结构上，通过线条或管道表示脑区之间的连接关系，适用于观察连接的空间分布的情况；网络结构图应将节点映射到标准空间下的大脑三维结构上，通过线条或管道表示脑区之间的连接关系，适用于观察连接的空间分布的情况。

### 4.3.3 脑网络拓扑属性计算

定量描述网络的组织结构，应对稀疏化后的脑网络应进行拓扑属性计算。拓扑属性通常分为节点水平指标和全局水平指标两类。节点水平指标应该用于描述单个脑区在网络中的角色或重要性，包括：度、

强度、节点效率、介数中心性，节点水平指标能够识别关键脑区。全局水平指标应该用于描述整体网络结构特征，包括：聚类系数、特征路径长度、全局效率、局部效率、小世界指数、模块度。

在计算拓扑属性时，应保持阈值的一致性或多阈值评估；并且指标应在同类型网络上进行可比性分析；最后，对权重网络与二值网络应采用对应的指标计算方法。

#### 4.3.4 脑网络梯度计算

基于个体化结构脑网络的梯度计算应以标准化构建的脑网络连接矩阵为输入，采用非线性降维方法对网络的整体拓扑结构进行表征。应使用扩散映射（diffusion map embedding）的流形学习算法，对脑区间连接相似性进行建模，提取反映脑网络层级组织特征的主梯度。主梯度用于描述脑区由低级感觉运动区域向高级跨模态关联区域的连续变化轴线，能够刻画脑网络在整合与分离维度上的宏观拓扑结构。梯度计算过程中应统一脑区划分模板、相似性度量方式及参数设置，并对结果进行方向一致性校正，以保证不同个体或不同数据集之间的可比性。

#### 4.3.5 网络梯度与基因和生物通路关联分析规范

完成网络梯度计算后，可进一步开展梯度与分子生物学特征的关联分析。基因层面的分析基于公开的人脑基因表达数据库，应将区域尺度的基因表达谱映射至与脑网络一致的脑区空间。应通过偏最小二乘回归（partial least squares, PLS）的多变量统计方法，评估脑网络梯度空间分布与区域基因表达模式之间的对应关系，并依据基因权重对相关基因进行排序。随后需对排名靠前的基因集合开展功能富集分析，识别与网络梯度显著相关的生物学过程和信号通路。通路分析结果应重点关注神经系统相关过程，如突触传递、神经元信号调控及离子跨膜转运，并结合脑网络梯度的空间特征进行解释。

#### 4.4 个体化脑网络计算实例

为验证本标准在复杂脑网络分析中的适用性，以下为基于结构磁共振成像数据的实例，根据本标准构建脑区间的结构相似性网络，并进一步分析其宏观网络拓扑特征与基因表达模式之间的空间关联关系，结果见图2。该结果表明，基于本标准构建的脑网络特征能够在宏观尺度上反映与分子层面基因表达相关的组织模式。本标准可用于构建具有生物学合理性的脑网络模型，并支持对网络拓扑特征与基因表达模式之间关系的分析，该方法可为脑疾病机制研究及多模态数据融合分析提供技术参考。

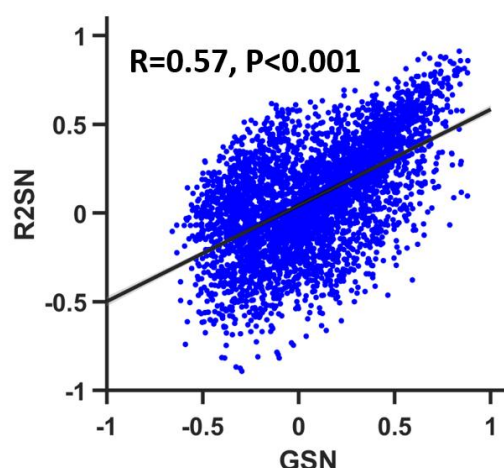


图2 脑网络连接模式（R2SN）与基因表达（GSN）相似度相关

## 参 考 文 献

- [1] YY/T 0482-2022 医用磁共振成像设备 主要图像质量参数的测定。
- [2] YY 9706.233-2021 医用电气设备 第2-33部分：医疗诊断用磁共振设备的基本安全和基本性能专用要求。
- [3] WS/T 263-2006 医用磁共振成像（MRI）设备影像质量检测与评价规范。
- [4] YY/T 0723-2009 医用电气设备 医学数字影像和通讯（DICOM）-放射治疗对象。
- [5] ZHAO K, WANG D, WANG D, et al. Macroscale connectome topographical structure reveals the biomechanisms of brain dysfunction in Alzheimer's disease [J]. *Science Advances*, 2024, 10(41): eado8837.
- [6] WANG J, HE Y. Toward individualized connectomes of brain morphology [J]. *Trends Neurosci*, 2024, 47(2): 106-19.
- [7] GORDON E M, CHAUVIN R J, VAN A N, et al. A somato-cognitive action network alternates with effector regions in motor cortex [J]. *Nature*, 2023, 617(7960): 351-9.
- [8] ZHAO K, CHEN P, WANG D, et al. A Multiform Heterogeneity Framework for Alzheimer's Disease Based on Multimodal Neuroimaging [J]. *Biological Psychiatry*, 2025, 97(11): 1022-33.
- [9] ZHAO K, DING Y, HAN Y, et al. Independent and reproducible hippocampal radiomic biomarkers for multisite Alzheimer's disease: diagnosis, longitudinal progress and biological basis [J]. *Sci Bull (Beijing)*, 2020, 65(13): 1103-13.
- [10] KELLER A S, PINES A R, SHANMUGAN S, et al. Personalized functional brain network topography is associated with individual differences in youth cognition [J]. *Nat Commun*, 2023, 14(1): 8411.
- [11] ZHAO K, CHEN P, ALEXANDER-BLOCH A, et al. A neuroimaging biomarker for Individual Brain-Related Abnormalities In Neurodegeneration (IBRAIN): a cross-sectional study [J]. *EClinicalMedicine*, 2023, 65: 102276.
- [12] Hedges E P, Dimitrov M, Zahid U, et al. Reliability of structural MRI measurements: effects of scan session, head tilt, inter-scan interval, acquisition sequence, FreeSurfer version and processing stream[J]. *NeuroImage*, 2021.
- [13] DWORETSKY A, SEITZMAN B A, ADEYEMO B, et al. Two common and distinct forms of variation in human functional brain networks [J]. *Nat Neurosci*, 2024, 27(6): 1187-98.
- [14] SUN Y, WANG P, ZHAO K, et al. Structure-function coupling reveals the brain hierarchical structure dysfunction in Alzheimer's disease: A multicenter study [J]. *Alzheimers Dement*, 2024, 20(9): 6305-15.
- [15] JIANG J, ZHAO K, LI W, et al. Multiomics Reveals Biological Mechanisms Linking Macroscale Structural Covariance Network Dysfunction With Neuropsychiatric Symptoms Across the Alzheimer's Disease Continuum [J]. *Biol Psychiatry*, 2025, 97(11): 1067-78.
- [16] SUN L, ZHAO T, LIANG X, et al. Human lifespan changes in the brain's functional connectome [J]. *Nat Neurosci*, 2025, 28(4): 891-901.
- [17] 赵坤; 刘勇; 王栋; 阿尔茨海默病风险预警模型训练方法、预警方法及设备, 2024-01-31, 中国, CN202311681795.2