



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 112862751 A

(43) 申请公布日 2021. 05. 28

(21) 申请号 202011600394.6

(22) 申请日 2020.12.30

(71) 申请人 电子科技大学

地址 611731 四川省成都市高新区(西区)
西源大道2006号

(72) 发明人 邢建川 韩保祯 张栋 卢胜
孔渝峰 陈洋 蒋芷昕 赵一鸣
芦欣韬 于悦

(74) 专利代理机构 电子科技大学专利中心
51203

代理人 周刘英

(51) Int. Cl.

G06T 7/00 (2017.01)

G06T 7/10 (2017.01)

G06T 5/00 (2006.01)

G16H 30/20 (2018.01)

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/055 (2006.01)

A61B 5/16 (2006.01)

G01R 33/48 (2006.01)

G01R 33/54 (2006.01)

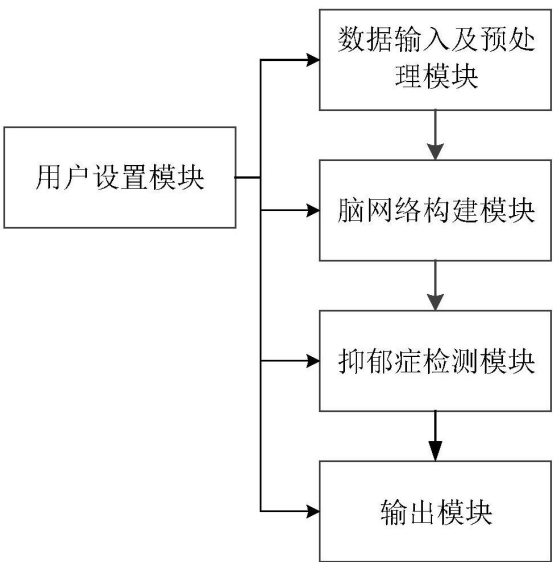
权利要求书3页 说明书7页 附图2页

(54) 发明名称

一种用于自闭症的自动诊断装置

(57) 摘要

本发明公开了一种用于自闭症的自动诊断装置,属于医学图像处理技术领域。本发明的用于自闭症自动诊断装置,包括:包括用户设置模块、数据输入及预处理模块、脑网络构建模块、自闭症检测模块和输出模块。其中,用户设置模块用于配置自动诊断装置的检测所基于的脑网络类型以及输出显示信息项和显示方式;数据输入及预处理模块用于用户输入磁共振图像并对输入进行图像预处理,脑网络构建模块用于构建与用户设置的网络类型匹配的脑网络的拓扑图并存储;自闭症检测模块读取脑网络拓扑图并基于网络脆性进行自闭症的智能判断,得到检测结果并通过输出模块进行相关的可视化显示输出,从而为自闭症诊断提供辅助诊断帮助。



1. 一种用于自闭症的自动诊断装置,其特征在于,包括用户设置模块、数据输入及预处理模块、脑网络构建模块、自闭症检测模块和输出模块;

其中,用户设置模块用于用户对自动诊断装置的处理过程的自定义设置,包括对数据输入及预处理模块的输入数据的类型选择,对脑网络构建模块的网络类型的选择,以及对输出模块的输出信息项和输出形式的选择;所述输入数据的类型包括:基于脑功能的磁共振图像和/或基于脑结构的磁共振图像;基于脑功能的磁共振图像为带有时间序列的幅磁共振图序列,基于脑结构的磁共振图像为单幅的磁共振图;所述网络类型为脑结构网络和/或脑功能网络;

数据输入及预处理模块,用于接收待检测对象的磁共振图像,并对接收的磁共振图像进行数据预处理后再提取其中脑灰质图,并将提取的脑灰质图发送给脑网络构建模块;其中,若输入的磁共振图像为基于脑功能的磁共振图像,则将得到一系列带有时间序列的脑灰质图序列;若输入的磁共振图像为基于脑结构的磁共振图像,则将得单幅脑灰质图;

脑网络构建模块,用于构建与用户设置模块输入的网络类型匹配的脑网络并发送给自闭症检测模块;

对于脑结构网络,则基于预置的脑区标准对当前接收的脑灰质图进行脑区划分处理,得到多个脑区,计算脑区之间的第一相关系数,从而得到基于脑结构的相关系数矩阵,并对所述脑结构的相关系数矩阵进行阈值化处理,得到基于脑结构的二值矩阵;再将每个脑区作为一个网络节点,以及所述基于脑结构的二值矩阵作为人脑结构网络的邻接矩阵,生成人脑结构网络的拓扑图;

对于脑功能网络,则基于预置的脑区标准对当前接收的脑灰质图序列分别进行脑区划分处理,以及基于时间序列计算各个脑区之间的第二相关系数,从而得到基于脑功能的相关系数矩阵,并对所述基于脑功能的相关系数矩阵进行阈值化处理,得到基于脑功能的二值矩阵;再将每个脑区作为一个网络节点,以及所述基于脑功能的二值矩阵作为人脑功能网络的邻接矩阵,生成人脑功能网络的拓扑图;

自闭症检测模块,基于预置的参考组的各参考对象的人脑结构网络的拓扑图和人脑功能网络的拓扑图,判定当前待检测对象是否为自闭症患者,并存储得到的检测结果;

其中判定当前待检测对象是否为自闭症患者为:

基于预设的删除规则,进行网络节点或边的删除处理,每次删除待检测对象和预置的参考组的各参考对象的脑网络拓扑图中的对应同一脑区的网络节点或连接相同两个脑区的边,其中脑网络拓扑为人脑结构网络的拓扑图或人脑功能网络的拓扑图;

并根据脑网络类型计算对应的度量值:

对于脑结构网络,则根据公式 $y_{OS} = k_{OS_1}x_S^2 + k_{OS_2}x_S + b_{OS}$ 计算待检测对象的基于脑结构的度量值 y_{OS} ;根据公式 $y_{RS} = k_{RS_1}x_S^2 + k_{RS_2}x_S + b_{RS}$ 计算参考组的各参考对象的基于脑结构的度量值 y_{RS} ,取参考组的所有参考对象的度量值 y_{RS} 的均值作为第一检测参考值;

其中, x_S 表示基于脑结构的网络拓扑图的删除比例,系数 k_{OS_1} 、 k_{OS_2} 的取值范围分别为: $k_{OS_1} \in [1.31090, 1.43445]$, $k_{OS_2} \in [-2.46898, -2.21155]$,常数 b_{OS} 的取值范围为 $b_{OS} \in [0.93917, 1.03804]$;系数 k_{RS_1} 、 k_{RS_2} 的取值范围分别为: $k_{RS_1} \in [1.10195, 1.23020]$, $k_{RS_2} \in [1.5599, 1.7068]$,常数 b_{RS} 的取值范围为 $b_{RS} \in [0.93544, 1.03390]$;

判断待检测对象的基于脑结构的度量值与第一检测参考值的差量是否超过预设的第

一阈值,若是,则停止网络节点删除处理;否则继续基于预设的删除规则,进行网络节点删除处理;当停止网络节点的删除处理时,计算待检测对象在删除了当前网络节点后的人脑结构网络的当前全局网络效率,以及计算参考组的每个参考对象的在删除了当前节点后的人脑结构网络的全局网络效率并取均值作为参考组的当前全局网络效率;判断待检测对象与参考组的当前全局网络效率的差异是否超过预设的第二阈值,若是,则判定待检测对象为自闭症患者;否则为正常,得到第一检测结果;

对于脑功能网络,则根据公式 $y_{OF} = 0.60988(e^{x_F})^2 - 2.73830(e^{x_F}) + 3.03295$ 计算待检测对象的基于脑功能的度量值 y_{OF} ;根据公式 $y_{RF} = 0.54238(e^{x_F})^2 - 2.50450(e^{x_F}) + 2.87230$ 计算参考组的各参考对象的基于脑功能的度量值,取参考组的所有参考对象的基于脑功能的度量值的均值作为第二检测参考值;其中, x_F 表示基于脑功能的网络拓扑图的删除比例;

判断待检测对象的基于脑功能的度量值与第二检测参考值的差量是否超过预设的第二阈值,若是,则停止网络节点删除处理;否则继续基于预设的删除规则,进行网络节点删除处理;当停止网络节点的删除处理时,计算待检测对象在删除了当前网络节点后的人脑功能网络的当前全局网络效率,以及计算参考组的每个参考对象的在删除了当前节点后的人脑功能网络的全局网络效率并取均值作为参考组的当前全局网络效率;判断待检测对象与参考组的当前全局网络效率的差异是否超过预设的第二阈值,若是,则判定待检测对象为自闭症患者;否则为正常,得到第二检测结果;

输出模块,用于读取自闭症检测模块存储的检测结果,显示输出与用户通过用户设置模块所选择的输出信息项和输出形式相匹配的显示内容。

2.如权利要求1所述的装置,其特征在于,将待检测对象和参考对象的基于脑功能的度量值的计算公式分别替换为:

$$y_{OF} = 2.12881(\log x_F)^2 - 2.99322(\log x_F) + 1.03139;$$

$$y_{RF} = 01.71189(\log x_F)^2 - 2.69942(\log x_F) + 1.02184。$$

3.如权利要求1或2所述的装置,其特征在于,当用户输入的数据为:基于脑功能的磁共振图像和基于脑结构的磁共振图像时,输出模块输出的检测结果还包括综合检测结果,当第一检测结果和第二检测结果均判定待检测对象为自闭症患者,则待检测对象的综合检测结果为自闭症患者。

4.如权利要求1、2或3所述的方法,其特征在于,删除规则为下述五种方式中的任一种:

方式1:计算待检测对象的脑网络拓扑图中的各节点的节点度,按照节点度降序依次删除待检测对象的脑网络拓扑图中的节点,并基于所删除节点与脑区的映射关系,删除各参考对象的脑网络拓扑图中的映射节点;

方式2:计算待检测对象的脑网络拓扑图中的各节点的节点介数,按照节点介数降序依次删除待检测对象的脑网络拓扑图中的节点,并基于所删除节点与脑区的映射关系,删除各参考对象的脑网络拓扑图中的映射节点;

方式3:计算待检测对象的脑网络拓扑图中的各条边的边介数,按照边介数降序依次删除待检测对象的脑网络拓扑图中的边,并基于所删除边对应的节点与脑区的映射关系,删除各参考对象的脑网络拓扑图中的映射边;

方式4:计算待检测对象的脑网络拓扑图中的各条边的边介数,以及各节点的节点介数,按照介数降序混合删除待检测对象的脑网络拓扑图中的边或节点;并基于所删除边或节点与脑区的映射关系,删除各参考对象的脑网络拓扑图中的映射边或映射节点;

方式5:随机方式删除待检测对象的脑网络拓扑图中的一个节点,并基于节点与脑区的映射关系,删除各参考对象的脑网络拓扑图中的映射节点。

一种用于自闭症的自动诊断装置

技术领域

[0001] 本发明属于医学图像处理技术领域,具体涉及一种基于磁共振图像的处理进行自闭症的诊断装置。

背景技术

[0002] 自闭症是一种较为常见的精神性疾病,其是一种广泛性发育障碍的亚型疾病,该病症状主要表现为不同程度的言语发育障碍,人际交往障碍、兴趣狭窄和行为方式刻板以及智能障碍等。该病在我国的发病率并不少见,但到现在为止,对于自闭症的诊断仍然没有太好的办法。目前对于自闭症的诊断大部分是通过医生对于儿童的平时生长发育史、病史及精神进行检查,并且参考当前国际公认的自闭症诊断标准DSM-5进行病症诊断。这对于医生的临床经验要求特别高,而且诊断标准也由医生进行把控,这也为自闭症的诊断产生阻碍。

[0003] 目前,借助于人脑的磁共振图像实现对特定疾病的自动预诊断,越来越受到研究重视,这种借助于图像分析处理的自动诊断可以为医生的临床诊断提供一定的诊断辅助功能。基于人脑的磁共振图像能够构建对应的脑网络结构,而在网络构建完成之后的网络分析则是另外一个比较关键的问题,对于复杂网络的脆性研究,是当前网络分析中一个比较火热的方向,而且已经有相关分析把脆性分析应用在道路交通、通信网络等复杂网络的分析中,但是在当前的大脑网络研究中,还没有文献提出对于大脑网络脆性研究的相关结果。对于构建的大脑网络,通过病人组和正常人组间的比较,来分析两组网络间的脆性,有助于研究两者网络间的差异性,也有助于让了解影响到大脑网络脆性的因素。因此,因此,有必要提供一种在对人脑磁共振图像的网络构建核复杂网络脆性分析的基础上的对自闭症的自动诊断技术,以便于实现辅助诊断。

发明内容

[0004] 本发明的发明目的在于:针对上述存在的问题,提供一种基于网络脆性实现自闭症自动诊断装置。

[0005] 本发明的基于网络脆性实现自闭症自动诊断装置,包括:包括用户设置模块、数据输入及预处理模块、脑网络构建模块、自闭症检测模块和输出模块;

[0006] 其中,用户设置模块用于用户对自动诊断装置的处理过程的自定义设置,包括对数据输入及预处理模块的输入数据的类型选择,对脑网络构建模块的网络类型的选择,以及对输出模块的输出信息项和输出形式的选择;所述输入数据的类型包括:基于脑功能的磁共振图像和/或基于脑结构的磁共振图像;基于脑功能的磁共振图像为带有时间序列的幅磁共振图序列,基于脑结构的磁共振图像为单幅的磁共振图;所述网络类型为脑结构网络和/或脑功能网络;

[0007] 数据输入及预处理模块,用于接收待检测对象的磁共振图像,并对接收的磁共振图像进行数据预处理后再提取其中脑灰质图,并将提取的脑灰质图发送给脑网络构建模

块;其中,若输入的磁共振图像为基于脑功能的磁共振图像,则将得到一系列带有时间序列的脑灰质图序列;若输入的磁共振图像为基于脑结构的磁共振图像,则将得单幅脑灰质图;

[0008] 脑网络构建模块,用于构建与用户设置模块输入的网络类型匹配的脑网络并发送给自闭症检测模块:

[0009] 对于脑结构网络,则基于预置的脑区标准对当前接收的脑灰质图进行脑区划分处理,得到多个脑区,计算脑区之间的第一相关系数,从而得到基于脑结构的相关系数矩阵,并对所述脑结构的相关系数矩阵进行阈值化处理,得到基于脑结构的二值矩阵;再将每个脑区作为一个网络节点,以及所述基于脑结构的二值矩阵作为人脑结构网络的邻接矩阵,生成人脑结构网络的拓扑图;

[0010] 对于脑功能网络,则基于预置的脑区标准对当前接收的脑灰质图序列分别进行脑区划分处理,以及基于时间序列计算各个脑区之间的第二相关系数,从而得到基于脑功能的相关系数矩阵,并对所述基于脑功能的相关系数矩阵进行阈值化处理,得到基于脑功能的二值矩阵;再将每个脑区作为一个网络节点,以及所述基于脑功能的二值矩阵作为人脑功能网络的邻接矩阵,生成人脑功能网络的拓扑图;

[0011] 自闭症检测模块,基于预置的参考组的各参考对象的人脑结构网络的拓扑图和人脑功能网络的拓扑图,判定当前待检测对象是否为自闭症患者,并存储得到的检测结果;

[0012] 其中判定当前待检测对象是否为自闭症患者为:

[0013] 基于预设的删除规则,进行网络节点删除处理,每次删除待检测对象和预置的参考组的各参考对象的人脑结构网络的拓扑图和/或人脑功能网络的拓扑图中的同一脑区的一个网络节点;

[0014] 并根据脑网络类型计算对应的度量值:

[0015] 对于脑结构网络,则根据公式 $y_{OS}=k_{OS_1}x_S^2+k_{OS_2}x_S+b_{OS}$ 计算待检测对象的基于脑结构的度量值 y_{OS} ;根据公式 $y_{RS}=k_{RS_1}x_S^2+k_{RS_2}x_S+b_{RS}$ 计算参考组的各参考对象的基于脑结构的度量值 y_{RS} ,取参考组的所有参考对象的度量值 y_{RS} 的均值作为第一检测参考值;

[0016] 其中, x_S 表示基于脑结构的网络拓扑图的删除比例,系数 k_{OS_1} 、 k_{OS_2} 的取值范围分别为: $k_{OS_1} \in [1.31090, 1.43445]$, $k_{OS_2} \in [-2.46898, -2.21155]$,常数 b_{OS} 的取值范围为 $b_{OS} \in [0.93917, 1.03804]$;系数 k_{RS_1} 、 k_{RS_2} 的取值范围分别为: $k_{RS_1} \in [1.10195, 1.23020]$, $k_{RS_2} \in [1.5599, 1.7068]$,常数 b_{RS} 的取值范围为 $b_{RS} \in [0.93544, 1.03390]$;

[0017] 判断待检测对象的基于脑结构的度量值与第一检测参考值的差量是否超过预设的第一阈值,若是,则停止网络节点删除处理;否则继续基于预设的删除规则,进行网络节点删除处理;当停止网络节点的删除处理时,计算待检测对象在删除了当前网络节点后的人脑结构网络的当前全局网络效率(网络中所有节点间的最短路径的调和平均数的倒数),以及计算参考组的每个参考对象的在删除了当前节点后的人脑结构网络的全局网络效率并取均值作为参考组的当前全局网络效率;判断待检测对象与参考组的当前全局网络效率的差异是否超过预设的第二阈值,若是,则判定待检测对象为自闭症患者;否则为正常,得到第一检测结果;

[0018] 对于脑功能网络,则根据公式 $y_{OF}=0.60988(e^{x_F})^2-2.73830(e^{x_F})+3.03295$ 计算待检测对象的基于脑功能的度量值 y_{OF} ;根据公式 $y_{RF}=0.54238(e^{x_F})^2-2.50450(e^{x_F})+2.87230$

计算参考组的各参考对象的基于脑功能的度量值,取参考组的所有参考对象的基于脑功能的度量值的均值作为第二检测参考值;其中, x_F 表示基于脑功能的网络拓扑图的删除比例;

[0019] 输出模块,用于读取自闭症检测模块存储的检测结果,显示输出与用户通过用户设置模块所选择的输出信息项和输出形式相匹配的显示内容。进一步的,当用户输入的数据为:基于脑功能的磁共振图像和基于脑结构的磁共振图像时,输出模块输出的检测结果还包括综合检测结果,当第一检测结果和第二检测结果均判定待检测对象为自闭症患者,则待检测对象的综合检测结果为自闭症患者。

[0020] 进一步的,将待检测对象和参考对象的基于脑功能的度量值的计算公式分别替换为:

$$[0021] \quad y_{OF} = 2.12881 (\log x_F)^2 - 2.99322 (\log x_F) + 1.03139;$$

$$[0022] \quad y_{RF} = 01.71189 (\log x_F)^2 - 2.69942 (\log x_F) + 1.02184。$$

[0023] 进一步的,本发明中,删除规则为下述五种方式中的任一种:

[0024] 方式1:计算待检测对象的脑网络拓扑图中的各节点的节点度,按照节点度降序依次删除待检测对象的脑网络拓扑图中的节点,并基于所删除节点与脑区的映射关系,删除各参考对象的脑网络拓扑图中的映射节点;

[0025] 方式2:计算待检测对象的脑网络拓扑图中的各节点的节点介数,按照节点介数降序依次删除待检测对象的脑网络拓扑图中的节点,并基于所删除节点与脑区的映射关系,删除各参考对象的脑网络拓扑图中的映射节点;

[0026] 方式3:计算待检测对象的脑网络拓扑图中的各条边的边介数,按照边介数降序依次删除待检测对象的脑网络拓扑图中的边,并基于所删除边对应的节点与脑区的映射关系,删除各参考对象的脑网络拓扑图中的映射边;即基于删除的边能所连接的两个节点映射的脑区,若在参考对象的脑网络拓扑图中,这两个映射脑区所对应的两个节点之间存在边,则删除;

[0027] 方式4:计算待检测对象的脑网络拓扑图中的各条边的边介数,以及各节点的节点介数,按照介数降序混合删除待检测对象的脑网络拓扑图中的边或节点;并基于所删除边或节点与脑区的映射关系,删除各参考对象的脑网络拓扑图中的映射边或映射节点;

[0028] 方式5:随机方式删除待检测对象的脑网络拓扑图中的一个节点,并基于节点与脑区的映射关系,删除各参考对象的脑网络拓扑图中的映射节点。

[0029] 综上所述,由于采用了上述技术方案,本发明的有益效果是:基于本发明设置的计算删除节点数量的方式,对待检测对象的脑网络进行逐节点删除处理,当节点删除数量满足预设条件时,认为当前破坏后的网络(删除节点后的网络)在自闭症的检测处理时的差异性较为明显,计算当前删除节点后的全局网络效率,再将其与预设的参考值进行差异比较,进而得出当前待检测对象的自闭症自动检测结果,为自闭症诊断提供辅助诊断帮助。

附图说明

[0030] 图1为具体实施方式中,本发明的结构示意图。

[0031] 图2为具体实施方式中,两组被试的脑结构网络在受到攻击时的全局效率降低程度对比示意图,其中,MDD表示自闭症患者的脑网络节点,HC表示正常人的脑网络节点,图2(a)按网络中初始节点度降序依次删除节点;图2(b)按网络中初始节点介数降序依次删除

节点;图2(c)随机删除节点,取2000次的均值;图2(d)按网络中初始边介数降序删除边;图2(e)按介数降序混合删除节点和边;图2(f)以上五种情形的均值。

具体实施方式

[0032] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚,下面结合实施方式和附图,对本发明作进一步地详细描述。

[0033] 参见图1,本发明的基于网络脆性实现自闭症自动诊断装置,包括:用户设置模块、数据输入及预处理模块、脑网络构建模块、自闭症检测模块和输出模块;

[0034] 其中,用户设置模块用于用户的相关设置,包括对数据输入及预处理模块的输入数据的类型选择,对脑网络构建模块的网络类型的选择,以及对输出模块的输出信息项和输出形式的选择;所述输入数据的类型包括:基于脑功能的磁共振图像和/或基于脑结构的磁共振图像;基于脑功能的磁共振图像为带有时间序列的幅磁共振图序列,基于脑结构的磁共振图像为单幅的磁共振图;所述网络类型为脑结构网络和/或脑功能网络;

[0035] 数据输入及预处理模块,用于接收待检测对象的磁共振图像,并对接收的磁共振图像进行数据预处理后再提取其中脑灰质图,并将提取的脑灰质图发送给脑网络构建模块;其中,若输入的磁共振图像为基于脑功能的磁共振图像,则将得到一系列带有时间序列的脑灰质图序列;若输入的磁共振图像为基于脑结构的磁共振图像,则将得单幅脑灰质图;

[0036] 为了减少外在因素对检测处理的干扰,所述数据预处理过程包括:时间层校正、头动校正、空间标准化、分割、低频滤波和平滑处理:

[0037] (1)时间层校正(Slice Timing):由于磁共振图像数据在采集时,是经过一段时间的扫描,而这段时间内,被试难免有头部移动,为了减少这种影响,一般扫描数据时是一层一层进行扫描的,并且仪器通常会有一定的扫描顺序,为了将多层数据进行整合,需要进行时间层校正处理。在进行时间层校正前,为了排除仪器前期不稳定而对扫描数据产生的影响,一般情况下需要删除掉前期扫描的几个时间点。

[0038] (3)头动校正(Realign):因为被试需要一段时间在扫描仪器中,难免会出现头动现象,但为了避免被试的头动过大而对实验效果产生影响,所以要进行头动校正操作。本具体实施方式中,对头动较大(例如超过头动在平移2mm转动2°范围)的图像数据进行排除;此外,为了进一步减少头动影响,可以采用预设的回归参数,对头动进行回归校正处理。

[0039] (4)空间标准化(Normalize):每个被试的大脑体积、体素大小等不尽相同,本处理中,使用一个统一的预设模板进行空间标准化,将所有被试配置到同一个标准空间,从而有助于数据的统一分析和比较。

[0040] (5)空间平滑(Smooth):数据采集过程中,往往会有很多外在因素而导致扫描的数据出现干扰信息,因此,在图像处理过程中还需要使用高斯噪声对图像做平滑处理,来提高图像的信噪比,本具体实施方式中,采用4*4*4半高全宽高斯噪声。

[0041] (6)线性漂移(Detrend):数据扫描的过程中,扫描仪器将会出现发热等状况,另外被试也不可能完全处于一个状态,因此,需要进行此操作,用来去除上述因素随时间产生的线性趋势。

[0042] (7)滤波(Filter):经研究发现,对于功能像,将频率范围控制在0.01~0.08Hz,所产生的可靠信号最为明显,而且减少了低频并降低了呼吸、心跳等高频噪声的影响。

[0043] (8) 分割 (Segment): 将预处理完的结构像数据, 通过模板进行分割, 将图像数据分割为灰质、白质、脑脊液三部分。后续处理主要针对的是分割后的脑灰质图像;

[0044] 并对分割后的脑灰质图像进行空间标准化处理, 本具体实施方式中采用MNI (Montreal Neurological Institute) 空间, 即将其重新配准到MNI空间; 以及对于在空间标准化中所出现的误差进行校正处理; 为了进一步降低图像噪声的存在, 对误差校正处理后的脑灰质图像再进行空间平滑处理。其中优选的方式为: 8mm高斯核来进行空间平滑处理。

[0045] 脑网络构建模块, 用于构建与用户设置模块输入的网络类型匹配的脑网络并发送给自闭症检测模块;

[0046] 本具体实施方式中, 利用分割得到的脑灰质图像构建人脑结构网络时, 即对预处理完的静息态核磁共振图像, 使用脑区标准模板库中的Power模板, 将整个大脑分为264个脑区域 (也称脑区间或简称脑区), 并利用脑区体素 (脑灰质图像的像素) 计算各个脑区间之间的相关系数 (例如皮尔逊相关系数), 从而得到当前脑灰质图像的相关系数矩阵。例如, 基于预配置的每个脑区的中心体素点, 以及与该中心体素点的N个 (预设值, 其取值大于1) 近邻体素点所对应的体素组成每个脑区的特征量, 再基于两个脑区的特征量之间的相关系数 (例如皮尔逊相关系数) 得到脑区之间的第一相关系数。也可以将中心体素点分别与其N个近邻体素点之间的绝对体素差, 将N个绝对体素差作为, 每个脑区的特征量。

[0047] 而在构建人脑功能网络时, 则将图像的时间序列考虑进去, 结合脑灰质体素提取每个脑区的时间序列, 例如将各时间点的脑区的体素均值作为当前时间点的特征值, 从而得到每个脑区的关于时间序列的特征量, 再基于该关于时间序列的特征量之间的相关系数得到脑区之间的第二相关系数。此外, 在计算脑区之间的第二相关系数, 对每个时间点的脑区, 还可以将中心体素点分别与其N个近邻体素点之间的绝对体素差的均值作为每个时间点的特征值, 从而得到每个脑区的关于时间序列的特征量。

[0048] 为了减少网络中过多的边数, 通过阈值化处理, 将得到的相关系数矩阵变换为二值矩阵, 即设置一个阈值T, 如果相关系数矩阵中的值大于阈值T, 就将该值设置为1, 否则置为0。再基于二值矩阵, 基于其对应的邻接矩阵 (1表示存在连接边, 0表示不连接), 得到人脑结构网络拓扑图和/或人脑功能网络拓扑图。

[0049] 其中, 阈值T的选择可以结合阈值范围和步长进行搜索, 从而选取出性能较优的二值化阈值, 以提高检测准确率。

[0050] 对于脑网络来说, 其受到的攻击可能包括外伤、急性疾病损伤和局灶性损伤等。本发明基于实验得出的自闭症患者组和正常对照组的结构网络受到攻击时的表现差异, 通过删除节点或边的方法来模拟网络遭到破坏时的情形, 通过计算被破坏后网络的性能指标与初始值之比来衡量网络的恢复能力。

[0051] 当患者与正常者之间表现出明显的恢复能力差异时, 则可以认为, 此时基于特定的指标能检测出当前待检测对象是否患有自闭症。

[0052] 本发明中, 通过逐节点或边的删除方式, 基于预设删除规则每次删除一个节点或边后, 首先判断待检测对象的基于脑结构的度量值与设置的第一检测参考值的差值是否超过预设阈值, 当超过时, 则认为判定待检测对象与正常者之间表现出明显的恢复能力差异, 可以停止进行节点删除处理, 再进一步基于当前被破坏的网络 (当前删除节点后的网络) 的

全局网络效率来判断其是否发生了自闭症。

[0053] 其中,待检测对象的基于脑结构的度量值与第一检测参考值分别为:

[0054] 根据公式(1)计算待检测对象和参考对象的基于脑结构的度量值 y_{OS} 、 y_{RS} :

$$[0055] \quad \begin{cases} y_{OS} = k_{OS_1}x_S^2 + k_{OS_2}x_S + b_{OS} \\ y_{RS} = k_{RS_1}x_S^2 + k_{RS_2}x_S + b_{RS} \end{cases} \quad (1)$$

[0056] 并取参考组的所有参考对象的度量值 y_{RS} 的均值作为第一检测参考值,其中, x_S 表示基于脑结构的网络拓扑图的删除比例(即删除对象与总对象的比,其中对象包括节点和/边),系数 k_{OS_1} 、 k_{OS_2} 的取值范围分别为: $k_{OS_1} \in [1.31090, 1.43445]$, $k_{OS_2} \in [-2.46898, -2.21155]$,常数 b_{OS} 的取值范围为 $b_{OS} \in [0.93917, 1.03804]$;系数 k_{RS_1} 、 k_{RS_2} 的取值范围分别为: $k_{RS_1} \in [1.10195, 1.23020]$, $k_{RS_2} \in [1.5599, 1.7068]$,常数 b_{RS} 的取值范围为 $b_{RS} \in [0.93544, 1.03390]$;本具体实施方式中,其优选取值具体为: $k_1^1 = 1.37268$, $k_2^1 = -2.34027$, $b^1 = 0.98861$, $k_1^2 = 1.16607$, $k_2^2 = -2.14380$, $b^2 = 0.98467$ 。

[0057] 其中,待检测对象的基于脑功能的度量值与第二检测参考值分别为:

[0058] 根据公式(2)计算待检测对象和参考对象的基于脑功能的度量值 y_{OF} 、 y_{RF} :

$$[0059] \quad \begin{cases} y_{OF} = 0.60988(e^{x_F})^2 - 2.73830(e^{x_F}) + 3.03295 \\ y_{RF} = 0.54238(e^{x_F})^2 - 2.50450(e^{x_F}) + 2.87230 \end{cases} \quad (2)$$

[0060] 其中, x_F 表示基于脑功能的网络拓扑图的删除比例;并取参考组的所有参考对象的度量值 y_{RF} 的均值作为第二检测参考值。

[0061] 此外,还可以根据公式(3)计算待检测对象和参考对象的基于脑功能的度量值 y_{OF} 、 y_{RF} :

$$[0062] \quad \begin{cases} y_{OF} = 2.12881(\log x_F)^2 - 2.99322(\log x_F) + 1.03139 \\ y_{RF} = 0.171189(\log x_F)^2 - 2.69942(\log x_F) + 1.02184 \end{cases} \quad (3)$$

[0063] 取参考组的所有参考对象的度量值 y_{T1}^2 的均值作为第二检测参考值。

[0064] 图2给出了两组被试的脑结构网络在受到攻击时的全局效率降低程度对比示意图,从图2可以看出:在按照节点度排序删除节点时(图2(a)所示),正常对照组的恢复能力略好,但差异不大;在按照节点介数排序删除节点时(图2(b)所示),两组恢复能力好坏有交替,但总体差异很小;在随机删除节点时(图2(c)所示),两组被试几乎无差异;在按照边介数排序删除边时(如图2(d)所示),当网络中的边被删去65%之前,正常人网络的恢复能力均好于自闭症患者组。而在删除边介数排序为第27的边时,自闭症患者组的网络性能出现大幅下降;按照介数降序顺序混合删除节点或边时(如图2(e)所示),当删除比例在0.25~0.40之间时,正常人组网络恢复能力更好;上述五种方案取均值时(如图2(d)所示),当删除比例在0.20~0.50之间时,正常人组网络恢复能力更好。

[0065] 本发明中,自闭症检测模块为了通过脆性特征实现对接接收的人脑结构网络和/或人脑功能网络的自闭症的自动诊断处理,基于预设的删除规则,将当前待测图像所得到的网络进行节点删除处理,每删除一个节点,则分别基于当前删除的节点数量所占的总节点

数的比例,计算对应的度量值,并与参考组所对应的检测参考值进行比对,当其与正常组的差异超过预设阈值时,则停止删除处理,通过删除处理后的网络的全局网络进行是否为自闭症患者的检测处理。

[0066] 即当待检测对象的对应度量值与对应的检测参考值相差较大时,计算待检测对象在删除了当前节点后的网络的当前全局网络效率,以及计算参考组的每个参考对象的在删除了当前节点后的网络的全局网络效率并取均值作为参考组的当前全局网络效率;判断待检测对象与参考组的当前全局网络效率的差异是否超过预设的第二阈值,若是,则判定待检测对象为自闭症患者;否则为正常。从而供输出模块读取与用户所需的检测解雇进行可视化的显示输出,如显示图片和/或文字的检测结果。

[0067] 以上所述,仅为本发明的具体实施方式,本说明书中所公开的任一特征,除非特别叙述,均可被其他等效或具有类似目的的替代特征加以替换;所公开的所有特征、或所有方法或过程中的步骤,除了互相排斥的特征和/或步骤以外,均可以任何方式组合。

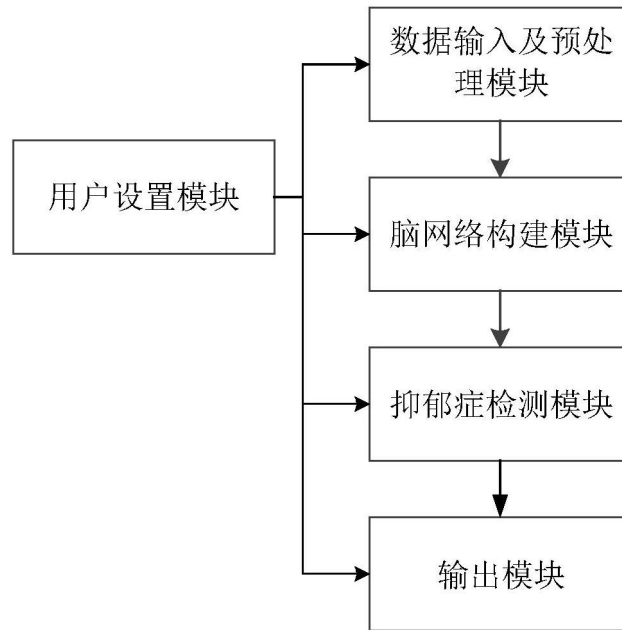


图1

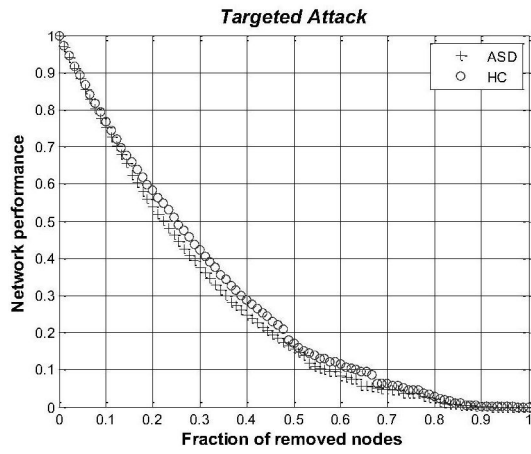


图 2 (a)

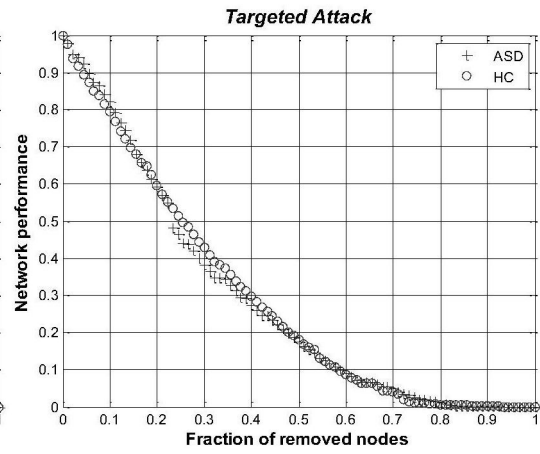


图 2 (b)

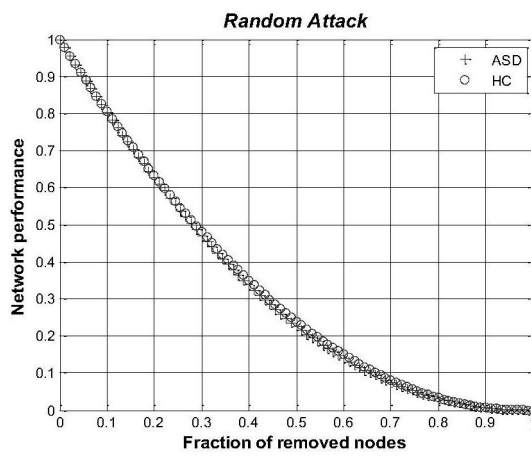


图 2 (c)

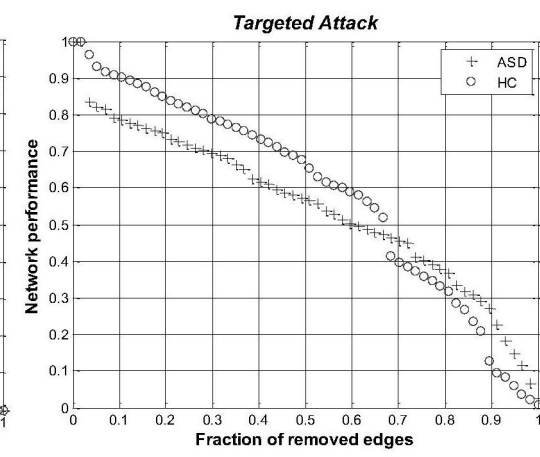


图 2 (d)

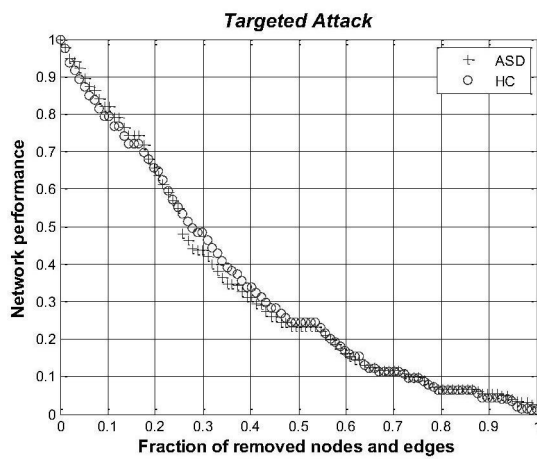


图 2 (e)

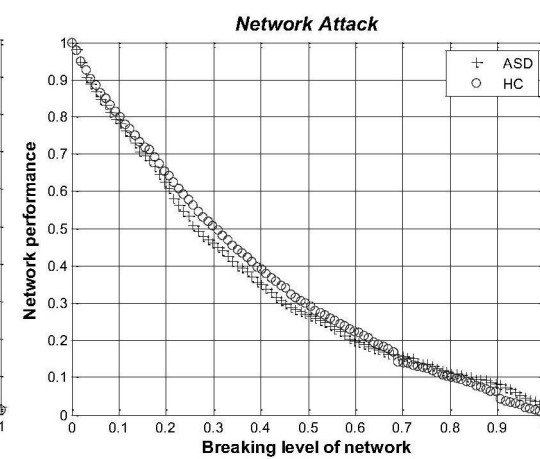


图 2 (f)

图2