



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110236534 A

(43)申请公布日 2019.09.17

(21)申请号 201910417537.0

(22)申请日 2019.05.20

(71)申请人 北京航空航天大学

地址 100191 北京市海淀区学院路37号

(72)发明人 李大庆 郭澍 陈小琦

(74)专利代理机构 北京慧泉知识产权代理有限公司

11232

代理人 王顺荣 唐爱华

(51)Int.Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/16(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

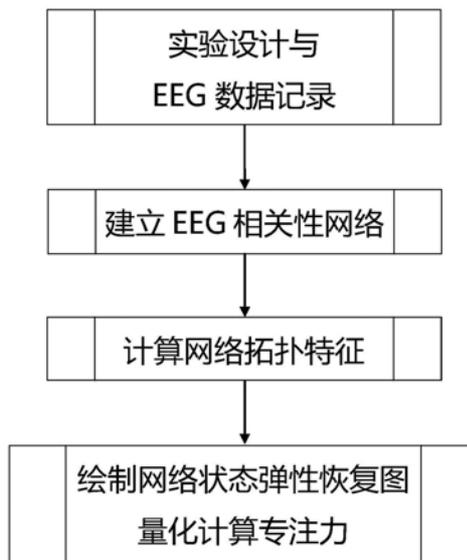
权利要求书2页 说明书6页 附图1页

(54)发明名称

一种基于脑电相关性网络弹性的专注力评估方法

(57)摘要

一种基于脑电相关性网络弹性的专注力评估方法,其步骤如下:一、实验设计与EEG数据记录;二、建立EEG相关性网络;三、计算不同状态下网络的拓扑特征;四、绘制网络状态弹性图,量化计算专注力;通过以上步骤,本发明从注意力的弹性恢复机制的角度定量评估了专注力,定义了进入专注状态的稳态时间和受到干扰后恢复专注的恢复时间,提出一种基于脑电相关性网络弹性的专注力评估方法;本发明具有系统性、可靠性和预警性,弥补了在人脑的专注力量化评估方面的空白,其研究结果将对专注力评估和提供强有力的方法支撑,可应用于企业招聘、核心任务能力评估和心理测试等方面。



1. 一种基于脑电相关性网络弹性的专注力评估方法,其特征在于:其步骤如下:

步骤一、实验设计与EEG数据记录;

实验参与人员包括被试和实验人员,实验过程完整记录被试的EEG;EEG电极采用国际10-20系统放置,左右额叶、顶叶、枕叶和颞叶的电极分别为:F1、F2、C3、C4、O1、O2、T3和T4,采样频率为 f_s ;实验开始,被试保持静息状态 t_{rest} 秒;随后自主进行实验人员准备好的基础任务进行长时测试,进入专注状态;此状态持续 t_1 秒后,由实验人员提出一个短时测试,被试进行回答,实验人员判断正误并记录在表格中,干扰注入过程不应超过 t_2 秒;仅当被试回答正确的情况被视为干扰注入成功,否则在被试休息一段时间后,重复静息态-专注态-干扰注入的过程;干扰成功注入后,被试进入恢复态,开始重复进行 t_1 时段的基础任务,共进行 t_3 秒;至此,被试在0至 t_{rest} 秒处于静息态,在 t_{rest} 至 $t_{rest}+t_1$ 秒处于专注态,在 $t_{rest}+t_1$ 至 $t_{rest}+t_1+t_2$ 秒注入干扰,在 $t_{rest}+t_1+t_2$ 开始恢复,实验共进行 $t_{rest}+t_3$;

注意本专利不局限于以上实验设计,根据测试要求具体拟定;

步骤二、建立EEG相关性网络;

使用脑电信号采集设备,记录实验过程中被试完整的EEG信号;对EEG信号进行预处理,包括50Hz工频、眼动、肌电、尖脉冲和瞬时干扰;能使用数字滤波器、基于小波变换的小波包分解诸方法进行滤波;

以 T 秒的时间窗口, $\frac{1}{2}T$ 秒为重叠,截取各个通道的EEG信号,使用傅里叶变换法提取各个电极EEG片段的五种特征波 δ 、 θ 、 α 、 σ 和 β ,得到对应的能量序列 $E_i^j(k)$,其中 i 为电极标号, j 为特征波, k 为数据点标号, $i=F1, F2, C3, C4, O1, O2, T3, T4, j=\delta, \theta, \alpha, \sigma, \beta, k=1, 2, \dots, T * f_s$;将每个通道的不同特征波作为网络节点,得到网络的节点集 $V = \{v_i^j\}$;计算两两能量序列之间的皮尔逊相关性诸相关性程度,作为两节点之间的边权;对所有的边权进行排序,仅保留排序在前 $p\%$ 的权重较大的连边,得到网络的边集 $E_j = \{e(v_1, v_2)\}$, v_1, v_2 为节点且存在连边;

步骤三、计算不同状态下网络的拓扑特征;

计算不同时间窗口下功能脑网络的指标,包括平均路径长度 \bar{L} 和聚集系数 C 诸网络拓扑指标;其中平均路径长度 \bar{L} 的定义为: $\bar{L} = \frac{1}{n(n-1)} \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n d_{ij, i \neq j}$,其中 d_{ij} 为节点 i 与节点 j 之间的最短路径长度;聚集系数 C 的定义为:

$C = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n C_i = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{2t_i}{k_i(k_i-1)}$, $t_i = \frac{1}{2} \sum_{j=1, j \neq i}^n a_{ij} a_{ih} a_{jh}$, $k_i = \sum_{j=1}^n a_{ij}$, 当节点 i 与节点 j 相连时 $a_{ij}=1$, 否则为0;

步骤四、绘制网络状态弹性图,量化计算专注力;

以时间为横坐标,功能网络的拓扑特征平均路径长度 L 和聚集系数 C 为纵坐标,绘制网络弹性图,也能选取与被试状态改变更加切合的网络参数;稳态时间 t_{s1} 为从静息态到专注

态稳态过渡过程中经历的时间长度;专注力计算方式为: $F = - \int_{t_{rest}+t_1}^{t_{rest}+t_1+t_2} Q(t) dt$, Q 定义为某网络

指标在实时与专注态稳态下的差值,比如对于平均路径长度:

$Q = \bar{L}(t) - \bar{L}(t_{rest} + t_{s1}), t_{rest} + t_1 < t \leq t_{rest} + t_1 + t_{s2}$, 恢复时间 t_{s2} 为 Q 恢复到专注态稳态水平所需时长。

一种基于脑电相关性网络弹性的专注力评估方法

技术领域

[0001] 本发明提供一种基于脑电相关性网络弹性的专注力评估方法,它涉及一种基于脑电 (EEG) 特征波相关性网络的专注力量化评估方法,是复杂网络理论与脑科学的交叉技术领域。

背景技术

[0002] 专注力是人学习、工作、对抗时的核心能力。当我们正在进行一项工作时,往往面临这样的情况,有人沉浸于心流 (Flow) 状态,享受其带来的高效红利;有人面临超专注 (Hyperfocus) 的困境,无端陷入不切实际的想象;也有人频繁地被手机信息等琐事干扰,难以继续专注手上的工作。随着小型便携式电子设备,手机、iPad、GPS等的普及,人们面临越来越多的多任务切换与干扰处理,日益交错繁复的场景促使我们关注:为什么有人能够在多任务间快速切换,有人却很难在干扰后恢复投入,这些差异与哪些因素相关,又与人的工作与日常生活产生何种的联系。人的不同专注状态与切换的差异将直接影响人的工作绩效及其他表现,因此如何评估和挖掘人的专注程度就成为一个关键问题。心理学中,在成就目标的自我调节模式等多方面进行了影响心理专注的研究,推进应用心理学的逻辑理论解决实际问题。经济学中,由绩效问题引出效率工资理论,研究激励人的专注投入,以促进社会生产。人因工程理论则将人的生理特征和认知特征融合到人-机器-环境的系统优化,提高人的绩效,防止人的失误。人的绩效问题成为多学科领域研究的热点。

[0003] 脑电图 (Electroencephalogram; EEG) 是一种常用的无损伤获取脑活动信号的方法。该方法通过头皮表面的电极记录大脑内部神经元放电产生的电活动。人类的大脑与身体的其他部位一样,能产生微弱的生物电流——脑波,它是脑神经细胞活动所产生的电气摆动,反映脑细胞活动的节奏。1929年,德国精神科医师Hans Berger首次发表脑电图并命名为EEG,记录了大脑活动的电信号,证明了脑波的存在。脑波依频率可分为五大类: β , α , θ , δ 和 γ 波,Erol Basar等人在综述文章中重述了 δ , θ , α 和 γ 振荡系统的共振作用,这些波段的组合体现了一个人在情绪、认知、学习等过程中的表现。Steven L. 等人研究了大脑的认知功能来自大规模脑网络中多个分立脑区的动态交互,提供了理解大脑认知功能的框架。与独立谱率分析相比,相关性分析侧重于大脑多个波段的相互作用,更多地将认知处理的过程视为回路而非孤立的大脑区域。之后,EEG研究不仅仅局限于单个信号分析,基于不同脑区的信号耦合关系进行整个脑网络的分析和挖掘也逐渐开展,用来理解人脑的情感、决策、价值等认知过程。P.Li. 等人通过功能和激活位置相结合,研究了基于脑电EEG信号的情感识别。F.Putze. 等人根据脑电EEG等测量信号,通过支持向量机 (SVM) 研究了开车时多任务导致负荷过载的模式识别。A.Erfanian. 等人通过独立成分分析 (ICA),使用脑机EEG接口研究了心理训练提高工作专注能力的有效性。

[0004] 脑网络的拓扑结构被发现与脑的功能认知紧密相连。1998年,Watts及Strogatz在Nature上发表了网络“小世界” (Small-world) 特性的一篇论文,发现实际的生物、技术和社会网络等具有类似规则网络的平均集群系数和类似随机网络的平均距离特性,“小世界”增

强了网络的信号传播速度与同步能力。在脑网络中,模块化小世界架构中高集群和高全局效率的结合,使得复杂的脑网络既可以进行局域信息处理,也可以处理全局信息。如此一来,例如视觉输入分析这样的局域信息处理,将受益于近邻节点之间的高度集中连接;然而例如执行功能这样集成(或分布式)信息处理,将受益于整个网络信息传输的高全局效率。脑网络的社区结构被描述为模块的集合或层次结构,每个模块由许多紧密相连的节点组成,并且每个节点通常与同一模块中的其他节点共享功能,并且解剖位置相邻。聚类 and 模块化有利于大脑网络中的专门化或分离式信息处理。对集成信息的处理反映了脑网络的全局效率。例如,健康志愿者的智商得分与大脑皮层区域间结构和功能网络的特征路径长度呈负相关,较高的IQ得分对应网络更大的全局效率。这些研究揭示了许多实际网络具有一些共同的拓扑统计性质,引发了基于复杂网络的脑功能研究热潮。

[0005] 除此之外,已有学者使用网络生理学方法研究大脑网络在不同生理状态的拓扑结构特征,发现了状态切换时网络拓扑结构的改变。Sifis Micheloyannis等人采集了20名儿童和20名成人进行静息与数学任务的脑电数据,根据脑电信号的同步似然性建立大脑功能网络,研究了人的不同发育阶段大脑功能网络拓扑性质的差异,结果表明,成年人在进行认知任务时 θ 波段的同步性增强,具有较强的工作记忆能力,而 $\alpha 2$ 波段及高频波段的同步性和“小世界”特性降低,儿童的大脑功能网络则具有较高的连通性和“小世界特性”。Bashan.A.等人建立了不同睡眠状态的脑网络模型,发现大脑的功能连接网络对睡眠阶段非常敏感,在几分钟的时间尺度内,网络结构经历了从仅有的少数连边到大量连边的剧烈变化,这表明了不同生理状态下脑网络拓扑性质的转变。

[0006] 综上所述,尽管网络科学揭示了不同情绪、认知能力及生理模式下脑网络的不同特征,但在人脑的专注力量化评估方面还处于空白。本发明使用基于图论的复杂网络研究方法,捕捉脑网络在不同状态下的改变,评估干扰作用下脑网络的恢复代价,为企业招聘、核心任务能力评估和心理测试方面提供依据。

[0007] 本发明基于脑电EEG中获取数据,采样频率为 f_s 。经过数据预处理,在不同的时间窗口下对EEG数据进行特征波提取,得到 δ 、 θ 、 α 、 σ 和 β 对应的能量序列 $E_i^j(k)$,其中 i 为电极标号, j 为特征波, k 为数据点标号。依据两两能量序列的相关性构建脑网络,网络的节点集为 $V = \{v_i^j\}$,边集为 $E_j = \{e(v_1, v_2)\}$ 。计算不同状态下脑网络的拓扑特征,包括平均最短路径 \bar{L} 和聚集系数 C ,进而选取弹性指标 Q 绘制网络状态弹性恢复图,量化计算专注力

$$F = - \int_{t_{rest} + t_1}^{t_{rest} + t_1 + t_2} Q(t) dt$$
和稳态时间 t_{s1} 和恢复时间 t_{s2} 。稳态时间为静息态到专注态稳态所需时长,恢复时间为 Q 恢复到专注态稳态水平所需时长。

发明内容

[0008] (一)发明的目的

[0009] 本发明的目的是:为弥补在人脑的专注力量化评估方面的空白,本发明基于图论的复杂网络研究方法,捕捉脑网络在不同状态下的演化,评估干扰作用下脑网络的恢复代价,提出专注力评估值、稳态时间和恢复时间三个量化指标,为企业招聘、核心任务能力评估和心理测试方面提供依据。

[0010] 本发明的理论基础:EEG记录了脑的真实生物生理过程,由EEG构建的脑网络是脑功能的拓扑表现。在干扰作用下,人的注意力或被分散,脑的生物生理过程发生改变,这种改变将会导致脑网络拓扑特征的改变。通过捕捉脑网络拓扑特征的改变可以评估脑的工作状态。在干扰撤销后,人往往需要一段时间才能恢复先前的专注状态,这个过程在网络层面体现为脑网络的弹性恢复。不同人脑面对相同的干扰应力,其反应机制不同,响应时间不同,通过对脑网络拓扑结构进行追踪量化,可以对人脑的专注力进行评估。

[0011] (二)技术方案

[0012] 本发明的技术解决方案:一种基于脑电相关性网络弹性的专注力评估方法。本发明基于脑电EEG中获取数据,采样频率为 f_s 。经过数据预处理,在不同的时间窗口下对EEG数据进行特征波提取,得到 δ 、 θ 、 α 、 σ 和 β 对应的能量序列 $E_i^j(k)$,其中 i 为电极标号, j 为特征波, k 为数据点标号。依据两两能量序列的相关性构建脑网络,网络的节点集为 $V = \{v_i^j\}$,边集为 $E_j = \{e(v_1, v_2)\}$ 。计算不同状态下脑网络的拓扑特征平均最短路径 \bar{L} 和聚集系数 C ,选取弹性指标 Q 绘制网络状态弹性恢复图,量化计算专注力 $F = - \int_{t_{rest}+t_1}^{t_{rest}+t_1+t_2} Q(t)dt$ 和稳态时间 t_{s1} 和恢复

时间 t_{s2} 。稳态时间为静息态到专注态稳态所需时长,恢复时间为 Q 恢复到专注态稳态水平所需时长。

[0013] 本发明是一种基于脑电相关性网络弹性的专注力评估方法,其步骤如下:

[0014] 步骤一、实验设计与EEG数据记录;

[0015] 实验参与人员包括被试和实验人员,实验过程完整记录被试的EEG;EEG电极采用国际10-20系统放置,左右额叶、顶叶、枕叶和颞叶的电极分别为:F1、F2、C3、C4、O1、O2、T3和T4,采样频率为 f_s ;实验开始,被试保持静息状态 t_{rest} 秒;随后自主进行实验人员准备好的基础任务进行长时测试,进入专注状态;此状态持续 t_1 秒后,由实验人员提出一个短时测试,被试进行回答,实验人员判断正误并记录在表格中,干扰注入过程不应超过 t_2 秒;仅当被试回答正确的情况被视为干扰注入成功,否则在被试休息一段时间后,重复静息态-专注态-干扰注入的过程;干扰成功注入后,被试进入恢复态,开始重复进行 t_1 时段的基础任务,共进行 t_3 秒;至此,被试在0至 t_{rest} 秒处于静息态,在 t_{rest} 至 $t_{rest}+t_1$ 秒处于专注态,在 $t_{rest}+t_1$ 至 $t_{rest}+t_1+t_2$ 秒注入干扰,在 $t_{rest}+t_1+t_2$ 开始恢复,实验共进行 $t_{rest}+t_3$;

[0016] 注意本专利不局限于以上实验设计,可根据测试要求具体拟定;

[0017] 步骤二、建立EEG相关性网络;

[0018] 使用脑电信号采集设备,记录实验过程中被试完整的EEG信号;对EEG信号进行预处理,包括50Hz工频、眼动、肌电、尖脉冲、瞬时干扰等;可以使用数字滤波器、基于小波变换的小波包分解等方法进行滤波;

[0019] 以 T 秒的时间窗口, $\frac{1}{2}T$ 秒为重叠,截取各个通道的EEG信号,使用傅里叶变换法等提取各个电极EEG片段的五种特征波 δ 、 θ 、 α 、 σ 和 β ,得到对应的能量序列 $E_i^j(k)$,其中 i 为电极标号, j 为特征波, k 为数据点标号, $i = F1, F2, C3, C4, O1, O2, T3, T4$, $j = \delta, \theta, \alpha, \sigma, \beta$, $k = 1, 2, \dots, T * f_s$;将每个通道的不同特征波作为网络节点,得到网络的节点集 $V = \{v_i^j\}$;计算两

两能量序列之间的皮尔逊相关性等相关性程度,作为两节点之间的边权;对所有的边权进行排序,仅保留排序在前p%的权重较大的连边,得到网络的边集 $E_j = \{e(v_1, v_2)\}$, v_1, v_2 为节点且存在连边;

[0020] 步骤三、计算不同状态下网络的拓扑特征;

[0021] 计算不同时间窗口下功能脑网络的指标,包括平均路径长度 \bar{L} 和聚集系数C等网络拓扑指标;其中平均路径长度 \bar{L} 的定义为:

$$\bar{L} = \frac{1}{n(n-1)} \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n d_{ij}, i \neq j$$
其中 d_{ij} 为节点i与节点j

之间的最短路径长度;聚集系数C的定义为:

$$C = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n C_i = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{2t_i}{k_i(k_i-1)}, t_i = \frac{1}{2} \sum_{j=1, h=1}^n a_{ij} a_{ih} a_{jh}, k_i = \sum_{j=1}^n a_{ij}$$
, 当节点i与节点j相连时 $a_{ij}=1$, 否

则为0;

[0022] 步骤四、绘制网络状态弹性图,量化计算专注力;

[0023] 以时间为横坐标,功能网络的拓扑特征平均路径长度 \bar{L} 、聚集系数C等为纵坐标,绘制网络弹性图,也可以选取与被试状态改变更加切合的网络参数;稳态时间 t_{s1} 为从静息

态到专注态稳态过渡过程中经历的时间长度;专注力计算方式为:
$$F = - \int_{t_{rest}+t_1}^{t_{rest}+t_1+t_{s2}} Q(t) dt$$
, Q定义

为某网络指标在实时与专注态稳态下的差值,比如对于平均路径长度:

$$Q = \bar{L}(t) - \bar{L}(t_{rest} + t_{s1}), t_{rest} + t_1 < t \leq t_{rest} + t_1 + t_{s2}$$
, 恢复时间 t_{s2} 为Q恢复到专注态稳态水平所需时长。

[0024] 通过以上步骤,本发明从注意力的弹性恢复机制的角度定量评估了专注力,定义了进入专注状态的稳态时间和受到干扰后恢复专注的恢复时间,提出一种基于脑电相关性网络弹性的专注力评估方法;本发明具有系统性、可靠性和预警性,弥补了在人脑的专注力量化评估方面的空白,其研究结果将对专注力评估和提供强有力的方法支撑,可应用于企业招聘、核心任务能力评估和心理测试等方面。

[0025] (三) 优点和功效

[0026] 本发明提出的专注力和专注时间量化指标具有如下优势:

[0027] (a) 系统性:通过建立EEG功能相关性网络,从系统的角度对脑的生物生理过程进行描述,得到脑的全局信息,对专注力和专注持续时长等进行全面的评估和量化。

[0028] (b) 可靠性:相较于用于专注力测试的问卷,本发明提出的量化方法受主管因素影响较小,是脑生物生理活动的真实记录,测量结果精准、可重复。

[0029] (c) 预警性:对人的专注力和专注投入能力进行评估,可以揭露一些早期脑病和相关心理疾病。

[0030] 综上,这种新方法的研究结果将为企业招聘、核心任务能力评估和心理测试方面提供强有力的方法支撑。

附图说明

[0031] 图1为本发明所述方法流程示意图。

[0032] 图2为专注力和稳态时间及恢复时间计算示意图。

[0033] 图2:

[0034] t_{s1} :从静息态到专注态稳态过渡过程中经历的时间长度。

[0035] t_{s2} :Q恢复到专注态稳态水平所需时长。

[0036] 阴影部分面积:阴影部分面积为Q在注入干扰到恢复时间 t_{s2} 下的积分,数值等同于

$$\int_{t_{rest}+t_1}^{t_{rest}+t_1+t_{s2}} Q(t)dt, \text{面积越大,专注力越弱。}$$

具体实施方式

[0037] 为使本发明要解决的技术问题、技术方案更加清楚,下面将结合附图及具体实施案例进行详细描述。

[0038] 如图1所示,本发明一种基于脑电相关性网络弹性的专注力评估方法,在实施案例中的具体步骤如下:

[0039] 步骤一、实验设计与EEG数据记录;

[0040] 实验参与人员包括被试和实验人员,实验过程完整记录被试的EEG。EEG电极采用国际10-20系统放置,左右额叶、顶叶、枕叶和颞叶的电极分别为:F1、F2、C3、C4、O1、O2、T3和T4,采样频率为500Hz。实验开始,被试保持静息状态30秒。随后在一张含有数字0-99的专注力测试随机数表中按顺序圈出连续的数字,起始数字由实验人员随机指定,被试进入专注状态。此状态持续60秒后,由实验人员读一组个位随机数串,被试需要专注数串的内容,当实验人员停止后,被试回答倒数第三个数字,由实验人员判断正误并记录在表格中,干扰注入过程不应超过10秒。仅当被试回答正确的情况被视为干扰注入成功,否则在被试休息一段时间后,重复静息态-专注态-干扰注入的过程。干扰成功注入后,被试进入恢复态,开始持续进行专注力测试随机数表中的基础任务,共进行120秒。

[0041] 步骤二、建立EEG相关性网络;

[0042] 使用脑电信号采集设备,记录实验过程中被试完整的EEG信号。对EEG信号进行预处理,去除50Hz工频、眼动、肌电、尖脉冲、瞬时干扰。

[0043] 以2秒的时间窗口,1秒为重叠,截取各个通道的EEG信号,使用傅里叶变换法等提取各个电极EEG片段的五种特征波 δ 、 θ 、 α 、 σ 和 β ,得到对应的能量序列 $E_i^j(k)$,其中i为电极标号,j为特征波,k为数据点标号, $i=F1, F2, C3, C4, O1, O2, T3, T4$, $j=\delta, \theta, \alpha, \sigma, \beta$, $k=1, 2, \dots, 1000$ 。将每个通道的不同特征波作为网络节点,得到网络的节点集 $V=\{v_i^j\}$;计算两两能量序列之间的皮尔逊相关性等相关性程度,作为两两节点之间的边权。对所有的边权进行排序,仅保留排序在前10%的权重较大的连边,得到网络的边集 $E_j=\{e(v_1, v_2)\}$, v_1, v_2 为节点且存在连边。

[0044] 步骤三、计算不同状态下网络的拓扑特征;

[0045] 计算不同时间窗口下功能脑网络的指标,包括平均路径长度 \bar{L} 和聚集系数C等网络拓扑指标。其中平均路径长度 \bar{L} 的定义为:

$$\bar{L} = \frac{1}{n(n-1)} \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n d_{ij, i \neq j}, \text{其中} d_{ij} \text{为节点} i \text{与节点} j$$

之间的最短路径长度;聚集系数C的定义为:

$$C = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n C_i = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{2t_i}{k_i(k_i-1)}, t_i = \frac{1}{2} \sum_{j=1, h=1}^n a_{ij} a_{ih} a_{jh}, k_i = \sum_{j=1}^n a_{ij}, \text{当节点 } i \text{ 与节点 } j \text{ 相连时 } a_{ij}=1, \text{ 否则为 } 0;$$

则为0;

[0046] 被试在0至30秒处于静息态,在30至90秒处于专注态,在90至100秒注入干扰,在100秒后开始恢复,实验共进行150秒。

[0047] 步骤四、绘制网络状态弹性恢复图,量化计算专注力;

[0048] 如图2所示,以时间为横坐标,归一化的平均路径长度 \bar{L} 为纵坐标,绘制网络状态弹性恢复图。稳态时间 t_{s1} 为从静息态到专注态稳态过渡过程中经历的时间长度;专注力计算方式为:

$$F = - \int_{t_{rest}+t_1}^{t_{rest}+t_1+t_2} Q(t) dt, Q \text{ 定义为某网络指标在实时与专注态稳态下的差值,比如对于}$$

平均路径长度: $Q = \bar{L}(t) - \bar{L}(t_{rest} + t_{s1}), t_{rest} + t_1 < t \leq t_{rest} + t_1 + t_{s2}$, 恢复时间 t_{s2} 为Q恢复到专注态稳态水平所需时长。

[0049] 本发明未详细阐述部分属于本领域公知技术。

[0050] 以上所述,仅为本发明部分具体实施方式,但本发明的保护范围并不局限于此,任何熟悉本领域的人员在本发明揭露的技术范围内,可轻易想到的变化或替换,都应涵盖在本发明的保护范围之内。

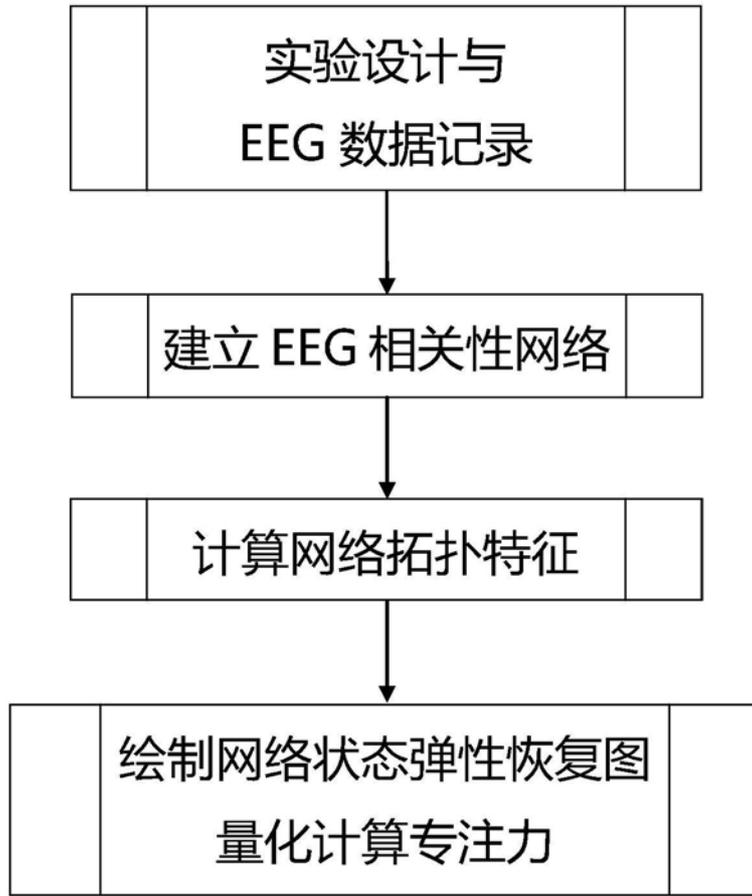


图1

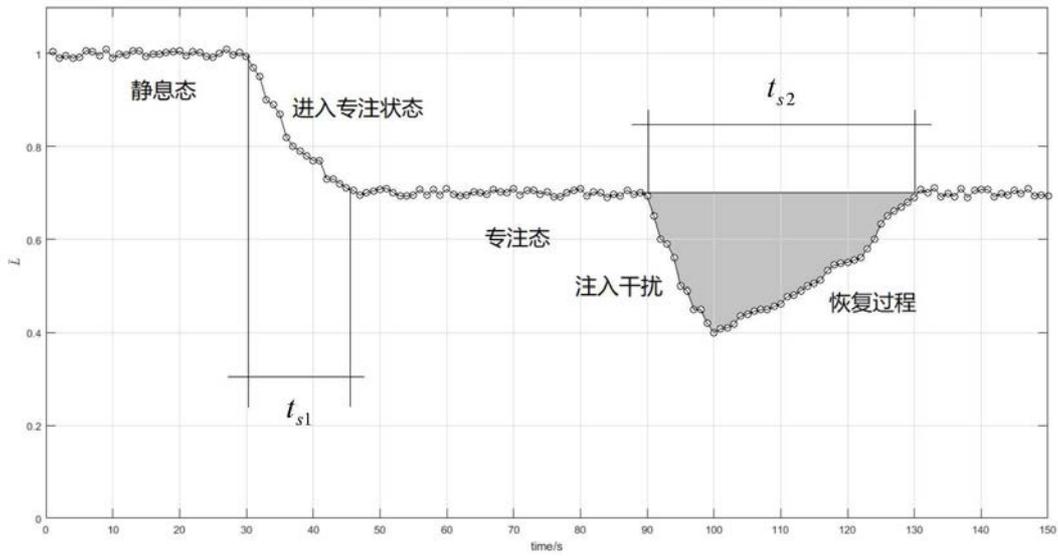


图2

专利名称(译)	一种基于脑电相关性网络弹性的专注力评估方法		
公开(公告)号	CN110236534A	公开(公告)日	2019-09-17
申请号	CN201910417537.0	申请日	2019-05-20
[标]申请(专利权)人(译)	北京航空航天大学		
申请(专利权)人(译)	北京航空航天大学		
当前申请(专利权)人(译)	北京航空航天大学		
[标]发明人	李大庆 郭澍 陈小琦		
发明人	李大庆 郭澍 陈小琦		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/16 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0476 A61B5/168 A61B5/7203 A61B5/7235 A61B5/725 A61B5/7253		
代理人(译)	王顺荣 唐爱华		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种基于脑电相关性网络弹性的专注力评估方法，其步骤如下：一、实验设计与EEG数据记录；二、建立EEG相关性网络；三、计算不同状态下网络的拓扑特征；四、绘制网络状态弹性图，量化计算专注力；通过以上步骤，本发明从注意力的弹性恢复机制的角度定量评估了专注力，定义了进入专注状态的稳态时间和受到干扰后恢复专注的恢复时间，提出一种基于脑电相关性网络弹性的专注力评估方法；本发明具有系统性、可靠性和预警性，弥补了在人脑的专注力量化评估方面的空白，其研究结果将对专注力评估和提供强有力的方法支撑，可应用于企业招聘、核心任务能力评估和心理测试等方面。

