



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102715889 B

(45) 授权公告日 2014. 01. 29

(21) 申请号 201210192416. 9

US 2008/0039737 A1, 2008. 02. 14,

(22) 申请日 2012. 06. 11

CN 102274023 A, 2011. 12. 14,

(73) 专利权人 天津大学

肖元梅. 脑力劳动者脑力负荷评价及其应用研究. 《中国博士学位论文全文数据库医药卫生科技辑》. 2006, (第1期),

地址 300072 天津市南开区卫津路 92 号

(72) 发明人 柯余峰 明东 李南南 陈龙

崔凯等. 脑力负荷度量方法的新进展述

张迪 许敏鹏 綦宏志 万柏坤

评. 《工业工程》. 2008, 第 11 卷 (第 5 期),

(74) 专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代

柳忠起. 航空工效中的脑力负荷测量技术. 《人类工效学》. 2003, 第 9 卷 (第 2 期),

理事务所 12201

代理人 温国林

审查员 李明泽

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

A61B 5/0476(2006. 01)

A61B 5/1455(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 202161317 U, 2012. 03. 14,

US 2009/0318785 A1, 2009. 12. 24,

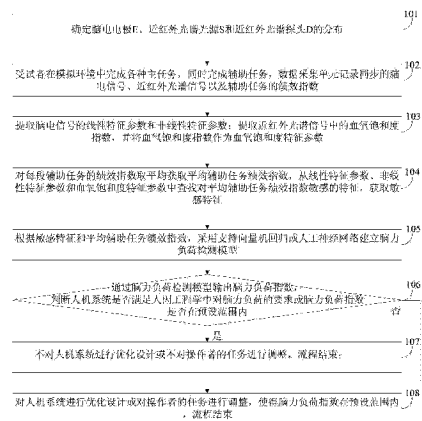
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54) 发明名称

一种脑力负荷检测方法

(57) 摘要

本发明公开了一种脑力负荷检测方法,提取脑电信号的线性特征参数和非线性特征参数;提取大脑近红外光谱信号中的血氧饱和度指数,并将血氧饱和度指数作为血氧饱和度特征参数;对每段辅助任务的绩效指数取平均获取平均辅助任务绩效指数,从线性特征参数、非线性特征参数和血氧饱和度特征参数中查找对平均辅助任务绩效指数敏感的特征,获取敏感特征;根据敏感特征和平均辅助任务绩效指数,采用支持向量机回归或人工神经网络建立脑力负荷检测模型;通过脑力负荷检测模型输出脑力负荷指数,当脑力负荷指数不在预设范围内,对操作者的任务进行调整,使得脑力负荷指数在所述预设范围内,流程结束。本方法实现了对脑力负荷的在线检测,扩大了应用范围。



1. 一种脑力负荷检测方法,其特征在于,所述方法包括以下步骤:

(1) 确定脑电电极、近红外光谱光源和近红外光谱探头的分布;

(2) 受试者在模拟环境中完成各种主任务,同时完成辅助任务,记录同步的脑电信号、近红外光谱信号以及辅助任务的绩效指数;

(3) 提取所述脑电信号的线性特征参数和非线性特征参数;提取所述近红外光谱信号中的血氧饱和度指数,并将所述血氧饱和度指数作为血氧饱和度特征参数;

(4) 对辅助任务的绩效指数取平均获取平均辅助任务绩效指数,从所述线性特征参数、所述非线性特征参数和所述血氧饱和度特征参数中查找对所述平均辅助任务绩效指数敏感的特征,获取敏感特征;

(5) 根据所述敏感特征和所述平均辅助任务绩效指数,采用支持向量机回归或人工神经网络建立脑力负荷检测模型;

(6) 通过所述脑力负荷检测模型输出脑力负荷指数,判断人机系统是否满足人因工程学中对脑力负荷的要求或所述脑力负荷指数是否在预设范围内,如果是,执行步骤(7);如果否,执行步骤(8);

(7) 不对所述人机系统进行优化设计或不对操作者的任务进行调整,流程结束;

(8) 对所述人机系统进行优化设计或对所述操作者的任务进行调整,使得所述脑力负荷指数在所述预设范围内,流程结束。

2. 根据权利要求1所述的一种脑力负荷检测方法,其特征在于,所述确定脑电电极、近红外光谱光源和近红外光谱探头的分布具体为:

所述近红外光谱光源和所述近红外光谱探头穿插在所述脑电电极之间,所述脑电电极在所述近红外光谱光源和所述近红外光谱探头的连线上,所述脑电电极是按照10-20导联系统的标准;

其中,中间位置的所述近红外光谱光源位置根据周围四个最近的脑电电极确定,为四个脑电电极组成的四边形对角线的交点;边缘的所述近红外光谱光源位置由四个脑电电极组成的距所述近红外光谱光源最近的四边形确定,为四边形对角线向外延伸二分之一对角线长度;或,

中间位置的所述近红外光谱探头位置根据周围四个最近的脑电电极确定,为四个脑电电极组成的四边形对角线的交点;边缘的所述近红外光谱探头位置由四个脑电电极组成的距所述近红外光谱探头最近的四边形确定,为四边形对角线向外延伸二分之一对角线长度。

3. 根据权利要求2所述的一种脑力负荷检测方法,其特征在于,所述近红外光谱光源具体为:波长为760nm和850nm的光。

4. 根据权利要求3所述的一种脑力负荷检测方法,其特征在于,所述脑电电极具体为:干电极。

5. 根据权利要求4所述的一种脑力负荷检测方法,其特征在于,所述脑电信号和所述近红外光谱信号的传输具体为:无线传输。

6. 根据权利要求5所述的一种脑力负荷检测方法,其特征在于,所述提取所述脑电信号的线性特征参数和非线性特征参数;提取所述近红外光谱信号中的血氧饱和度指数,并将所述血氧饱和度指数作为血氧饱和度特征参数具体为:

1) 将同步的所述脑电信号、所述近红外光谱信号以及所述辅助任务的绩效指数分割为预设时间的数据段；

2) 对每段脑电信号进行小波变换,将小波系数作为所述线性特征参数;计算所述脑电信号的样本熵,将所述样本熵作为所述非线性特征参数;

3) 对每段近红外光谱信号换算为所述血氧饱和度指数,并将所述血氧饱和度指数作为所述血氧饱和度特征参数。

7. 根据权利要求 6 所述的一种脑力负荷检测方法,其特征在于,所述根据所述敏感特征和所述平均辅助任务绩效指数,采用支持向量机回归或人工神经网络建立脑力负荷检测模型具体为:

当采用支持向量机回归时,对所述敏感特征进行归一化处理,将处理后敏感特征作为输入参数,将所述平均辅助任务绩效指数作为输出,经过训练得到所述脑力负荷检测模型,或,

当采用人工神经网络时,对所述敏感特征进行归一化处理,将所述处理后敏感特征作为输入参数,将所述平均辅助任务绩效指数作为输出,根据输入参数的维数、输出参数的维数确定人工神经网络的输入层、输出层和隐含层的节点数,并初始化各节点间的连接权值、隐含层阈值和输出层阈值,经过训练得到所述脑力负荷检测模型。

## 一种脑力负荷检测方法

### 技术领域

[0001] 本发明属于神经工程与人因工程的交叉领域,特别涉及一种用神经工程的手段实现脑力负荷检测的方法。

### 背景技术

[0002] 脑力负荷(Mental Workload)是人因工程领域一项重要的研究课题,人机系统经历从手工作业到自动化系统的发展过程,使得现代人机系统中体力劳动减少而脑力劳动增加,人的劳动由操作型作业转变为知识型作业。因此,脑力劳动者在从业人口中的比例越来越大,脑力劳动在劳动结构中的比例也越来越高。研究表明,过高的脑力负荷会导致注意力的迅速降低、增加失误、迅速脑疲劳、灵活性降低、应激反应,引起信息获取分析的失误和决策错误,因此是导致人因事故的重要原因;而过低的脑力负荷会造成人力等资源浪费、引起厌恶感和挫败情绪、导致作业绩效的下降。因此,合理的控制人机系统中人的脑力负荷水平对系统的工作效率、安全性、人的健康都有非常重要的意义。早在20世纪80年代,美国国家航空局就开始着手建立检验各种飞机的脑力负荷标准,美国空军也开始要求新飞机的设计要符合脑力负荷的标准。1977年,北约组织的一些学者召开了“脑力负荷的理论和测量”专题会议,系统讨论了脑力负荷的定义、理论及测量方法。该会议上学者从工作要求、脑力资源占用、感受压力、行为表现等多角度对脑力负荷进行了定义,最后结论为,脑力负荷是一个多维概念,它涉及到工作要求、时间压力、操作者的能力与努力程度、行为表现和其他许多因素。

[0003] 研究表明,人脑随承担的脑力负荷大小的变化通常会伴有自我体验的变化、任务业绩的变化、完成辅助任务能力的变化、生理指标的变化等。由此,得到相应的脑力负荷的测量评价方法有主观评价法、主任务测量法、辅助任务测量法和生理测量法。其中,主观评价法是目前最流行也是最简单的评价方法,但存在主观性以及事后评价的缺陷,且主观因素的影响过大,且对于人机系统的评价难以实现实时化。而主任务测量法和辅助任务测量法都是以任务的绩效指标为依据,主任务测量法当脑力负荷处于较低水平时对脑力负荷的变化不敏感,辅助任务测量需要加入辅助任务,对主任务会产生一定的影响,因此这两种测量方法适合在不以控制任务绩效为目的的测量中,例如:对新的人机系统的脑力负荷评价。而不适合于以控制任务绩效为目的的实时测量中,例如:在自适应自动化的人机协作过程中的脑力负荷的测量。生理指标测量法所用的生理指标有常规心理生理学信号(例如:心电与心率变异性、血压和皮电反应等)、脑功能成像信号(例如:EEG、P300、脑血氧饱和度与血流量等)。其中,心理生理学信号是假定脑力负荷的变化会引起这些生理指标的变化,但其他许多与脑力负荷无关的因素也可能会引起这些变化,并且这些信号所包含的信息量有限,应用受到限制。而大脑是脑力负荷的直接承担者,因此对大脑的研究被认为是最有潜力的研究。

### 发明内容

[0004] 本发明提供了一种脑力负荷检测方法,本方法实现了对脑力负荷的在线检测,扩大了应用范围,详见下文描述:

[0005] 一种脑力负荷检测方法,所述方法包括以下步骤:

[0006] (1) 确定脑电电极、近红外光谱光源和近红外光谱探头的分布;

[0007] (2) 受试者在模拟环境中完成各种主任务,同时完成辅助任务,记录同步的脑电信号、近红外光谱信号以及辅助任务的绩效指数;

[0008] (3) 提取所述脑电信号的线性特征参数和非线性特征参数;提取所述近红外光谱信号中的血氧饱和度指数,并将所述血氧饱和度指数作为血氧饱和度特征参数;

[0009] (4) 对每段所述辅助任务的绩效指数取平均获取平均辅助任务绩效指数,从所述线性特征参数、所述非线性特征参数和所述血氧饱和度特征参数中查找对所述平均辅助任务绩效指数敏感的特征,获取敏感特征;

[0010] (5) 根据所述敏感特征和所述平均辅助任务绩效指数,采用支持向量机回归或人工神经网络建立脑力负荷检测模型;

[0011] (6) 通过所述脑力负荷检测模型输出脑力负荷指数,判断人机系统是否满足人因工程学中对脑力负荷的要求或所述脑力负荷指数是否在预设范围内,如果是,执行步骤(7);如果否,执行步骤(8);

[0012] (7) 不对所述人机系统进行优化设计或不对操作者的任务进行调整,流程结束;

[0013] (8) 对所述人机系统进行优化设计或对所述操作者的任务进行调整,使得所述脑力负荷指数在所述预设范围内,流程结束。

[0014] 所述确定脑电电极、近红外光谱光源和近红外光谱探头的分布具体为:

[0015] 所述近红外光谱光源和所述近红外光谱探头穿插在所述脑电电极之间,所述脑电电极在所述近红外光谱光源和所述近红外光谱探头的连线上,所述脑电电极是按照 10-20 导联系统的标准,中间位置的所述近红外光谱光源或近红外光谱探头位置根据周围四个最近的所述脑电电极确定,为四个所述脑电电极组成的四边形对角线的交点;边缘的所述近红外光谱光源或所述近红外光谱探头位置由距最近的四个所述脑电电极组成的四边形确定,为四边形对角线向外延伸二分之一对角线长度。

[0016] 所述近红外光谱光源具体为:波长为 760nm 和 850nm 的光。

[0017] 所述脑电电极具体为:干电极。

[0018] 所述脑电信号和所述近红外光谱信号的传输具体为:无线传输。

[0019] 所述提取所述脑电信号的线性特征参数和非线性特征参数;提取所述近红外光谱信号中的血氧饱和度指数,并将所述血氧饱和度指数作为血氧饱和度特征参数具体为:

[0020] 1) 将同步的所述脑电信号、所述近红外光谱信号以及所述辅助任务的绩效指数分割为预设时间的数据段;

[0021] 2) 对每段脑电信号进行小波变换,将小波系数作为所述线性特征参数;计算所述脑电信号的样本熵,将所述样本熵作为所述非线性特征参数;

[0022] 3) 对每段近红外光谱信号换算为所述血氧饱和度指数,并将所述血氧饱和度指数作为所述血氧饱和度特征参数。

[0023] 所述根据所述敏感特征和所述平均辅助任务绩效指数,采用支持向量机回归或人工神经网络建立脑力负荷检测模型具体为:

[0024] 当采用支持向量机回归时,对所述敏感特征进行归一化处理,将处理后敏感特征作为输入参数,将所述平均辅助任务绩效指数作为输出,经过所述训练得到脑力负荷检测模型,或,

[0025] 当采用人工神经网络时,对所述敏感特征进行归一化处理,将所述处理后敏感特征作为输入参数,将所述平均辅助任务绩效指数作为输出,根据输入参数的维数、输出参数的维数确定人工神经网络的输入层、输出层和隐含层的节点数,并初始化各节点间的连接权值、隐含层阈值和输出层阈值,经过训练得到所述脑力负荷检测模型。

[0026] 本发明提供的技术方案的有益效果是:本方法采用近红外光谱与脑电结合方式,确定脑电电极、近红外光谱光源与近红外光谱探头的排布方式,使得脑力负荷的检测实现了客观实时化,两种信号结合提供了更多的信息,使得检测方法更为可靠和稳定;本方法在现代自动化或半自动化系统的应用中有着重要作用,极端脑力负荷可能造成诸多负面影响。因此,从脑力负荷的角度出发选择适当的人机、人人交互方式和优化人机任务分配关系等措施对人机系统的设计进行优化,以及将脑力负荷引入自适应自动化,实现对脑力负荷的有效监测、分配和控制,从而降低极端脑力负荷出现的可能性,避免极端脑力负荷的负面影响,进而提高人机协作的效率和作业安全性,降低脑力负荷对人的健康的负面影响;本方法在众多自动化或半自动化系统(例如:载人航天飞机、军用潜艇和军舰等)的人因工程学评估、系统设计优化以及自动化的自适应化都有潜在应用价值。因此,基于近红外光谱与脑电的脑力负荷检测技术的应用有望带来可观的社会和经济效益。

#### 附图说明

[0027] 图1为本发明提供的基于近红外光谱与脑电的脑力负荷检测的示意图;

[0028] 图2为本发明提供的脑电电极、近红外光谱光源和近红外光谱探头的分布示意图;

[0029] 图3为本发明提供的建立脑力负荷检测模型的示意图;

[0030] 图4为本发明提供的一种脑力负荷检测方法的流程图。

#### 具体实施方式

[0031] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合附图对本发明实施方式作进一步地详细描述。

[0032] 为了实现对脑力负荷的在线检测,扩大应用范围,参见图1、图2、图3和图4,本发明实施例提供了一种脑力负荷检测方法,详见下文描述:

[0033] 近年来,脑电与功能性近红外光谱的结合在脑认知中的研究也有所开展,因为二者结合能提供更多的大脑活动信息,弥补各自的缺点,因而能够提高系统的可靠性和稳定性,提高脑力工作负荷检测的准确性。在这里采用脑电与脑功能性近红外光谱结合的方法,能够得到比单一生理信号更丰富的大脑活动信息,通过信号处理的方法可以从这些丰富的信息提取出与脑力负荷相关的特异性信息,从而实现准确的建模。用脑电与功能性近红外光谱结合的方法可以方便的实现客观实时的检测脑力负荷,检测方法不会对任务的完成过程产生影响,丰富的大脑活动信号使得脑力负荷的检测更准确可靠。没有主观测量方法只能事后测量和主观性的缺点,使得对新技术或新人机系统的评价实现实时化,可以得到人

在工作过程中的脑力负荷曲线,可以很清楚的反映新技术或新人机系统在工作过程中人的脑力负荷的变化情况,从而为新技术或新人机系统的改进和优化提供参考依据。脑力负荷检测可以应用于对人机交互的方式的评价,从而为人机系统在不同的任务要求下选择合适的人机交互方式提供参考依据。实时检测的脑力负荷还可以作为自适应自动化中决策的依据,实现根据人的脑力负荷的变化动态的规划和分配任务,从而将脑力负荷控制在一个合理的范围内,降低高负荷或低负荷发生的概率,从而提高工作的效率和安全性,有益于操作者的心理生理健康。

[0034] 101:确定脑电电极 E、近红外光谱光源 S 和近红外光谱探头 D 的分布;

[0035] 其中,本发明实施例采用脑电与近红外光谱结合,要实现二者的有效结合必须合理的设计电极与近红外光谱的光源与探头的安放位置。

[0036] 参见图 2,从鼻根 NASION 至枕骨隆突 INION 连一正中矢状线,再从两瞳孔向上、向后与正中矢状线等距的平行线顺延至枕骨粗隆称左右瞳枕线;左耳垂电极 A1 和右耳垂电极 A2 连在一起,同时与地线相连;脑电电极 E 采用近似标准 10-20 导联系统,在标准 10-20 导联系统<sup>[1]</sup>的基础上加上了 Fpz (E2)、Oz (E20) 两导。

[0037] 近红外光谱光源 S 和近红外光谱探头 D 穿插在脑电电极 E 之间,脑电电极 E 在近红外光谱光源 S 和近红外光谱探头 D 的连线上,处于中间位置的近红外光谱光源 S 共用周围四个近红外光谱探头 D,相应的中间位置的近红外光谱探头 D 共用周围四个近红外光谱光源 S;电极位置是按照 10-20 导联系统的标准,中间位置近红外光谱光源 S 或近红外光谱探头 D 位置根据周围四个最近的脑电电极 E 确定,为四个脑电电极 E 组成的四边形对角线的交点;边缘近红外光谱光源 S 或近红外光谱探头 D 位置由距最近的四个脑电电极 E 组成的四边形确定,为四边形对角线向外延伸二分之一对角线长度。

[0038] 其中,参见图 2,中间位置的近红外光谱光源 S 为 S3、S4 和 S7,其他位置的近红外光谱光源 S1、S2、S5、S6 和 S8 都为边缘位置;中间位置的近红外光谱探头 D 为 D2、D5 和 D6,其他位置的近红外光谱探头 D1、D3、D4、D7 和 D8 都为边缘位置。在 E1、E2、E5 和 E6 组成的四边形,四边形对角线向外延长二分之一对角线长度即为近红外光谱光源 S1 或 S2 的位置。

[0039] 通过图 2 中的分布,形成如表 1 所示的 21 个信号通道,每一个通道都有脑电和近红外光谱两种信号。因为近红外光谱的有用信号的频率集中在 1Hz 以下的低频,对采样频率要求不高,因此可以采用分时开启近红外光谱光源 S 的方法,避免多路光同时进入同一个近红外光谱探头 D,在数据处理过程中再校准各通道的时差,从而实现较稀疏的近红外光谱光源 S 与近红外光谱探头 D 的分布同时保证较高的信号空间分辨率。

[0040] 表 1 各通道对应的脑电电极、近红外光谱光源以及近红外光谱探头

[0041]

通道序数		通道序数			
1	E1	S1-D2	2	E2	S2-D2
3	E3	S2-D3	4	E4	S3-D1
5	E5	S3-D2	6	E6	S4-D2
7	E7	S4-D3	8	E8	S5-D3
9	E9	S3-D4	10	E10	S3-D5
11	E11	S4-D5	12	E12	S4-D6
13	E13	S5-D6	14	E14	S6-D4
15	E15	S6-D5	16	E16	S7-D5
17	E17	S7-D6	18	E18	S8-D6
19	E19	S6-D7	20	E20	S7-D7
21	E21	S7-D8			

[0042] 102 :受试者在模拟环境中完成各种主任务,同时完成辅助任务,数据采集单元记录同步的脑电信号、近红外光谱信号以及辅助任务的绩效指数 ;

[0043] 其中,模拟环境通常为常规自动化或半自动化人机系统模拟环境,在模拟环境中设置了人机交互方式、人人交互方式和常规任务模式等主任务类型(例如 :决策任务、监督任务和肢体操作任务等)。辅助任务必须满足可以细分、与主任务使用相同的脑力资源和对主任务没有干扰或干扰很小三个条件,在实验中辅助任务根据这三个原则选择,常用的辅助任务有 :选择反应、追踪、监视、记忆、脑力计算、复述和简单反应等,辅助任务的绩效指数(正确率和反应时间构成的辅助任务绩效的综合指标)可以作为实验过程中的脑力负荷检测方法,并作为建立模型的依据。

[0044] 实验流程如下 :让受试者在模拟环境中完成各种主任务,任务难度通过单位时间内的任务量来控制(具体的任务量根据实际应用中的需要进行设定,本发明实施例对此不做限制),同时完成辅助任务,但要求受试者将主要精力放在主任务上,完成辅助任务的绩效会随着主任务带来的脑力负荷的变化而变化,辅助任务的绩效就能够客观的体现出主任务的脑力负荷,主任务的脑力负荷与辅助任务的绩效成负相关关系。在这一过程中同步记录脑电信号、近红外光谱信号以及辅助任务的绩效指数。

[0045] 进一步地,为了方便实际应用中的需要,近红外光谱光源 S 选用波长为 760nm 和 850nm 的光,该两种光源对去氧血红蛋白和氧合血红蛋白敏感 ;脑电电极 E 优选干电极。

[0046] 进一步地,为了在实际的工作环境中使用时的便捷性,脑电信号和近红外光谱信号的传输优选无线传输的方式。

[0047] 103 :提取脑电信号的线性特征参数和非线性特征参数 ;提取近红外光谱信号中的血氧饱和度指数,并将血氧饱和度指数作为血氧饱和度特征参数 ;

[0048] 其中,该步骤具体为 :

[0049] 1) 将同步的脑电信号、近红外光谱信号以及辅助任务的绩效指数分割为预设时间的数据段 ;

[0050] 其中,预设时间根据实际应用中的需要进行设定,本实验以 30 秒钟时长为例进行说明,具体实现时,本发明实施例对此不做限制。

[0051] 2) 对每段脑电信号进行小波变换,将小波系数作为线性特征参数 ;计算脑电信号的样本熵,将样本熵作为非线性特征参数 ;

[0052] 3) 对每段近红外光谱信号换算为血氧饱和度指数,并将血氧饱和度指数作为血氧

饱和度特征参数。

[0053] 其中,具体的换算方法可以采用修正的 Lambert-Beer 定律,换算过程为本领域人员所公知,本发明实施例在此不做赘述。

[0054] 104:对每段辅助任务的绩效指数取平均获取平均辅助任务绩效指数,从线性特征参数、非线性特征参数和血氧饱和度特征参数中查找对平均辅助任务绩效指数敏感的特征,获取敏感特征;

[0055] 其中,本方法采用方差分析(Analysis of Variance)的方法寻找敏感特征,该方法为现有技术所公知,本发明实施例对此不做限制。

[0056] 105:根据敏感特征和平均辅助任务绩效指数,采用支持向量机回归或人工神经网络建立脑力负荷检测模型;

[0057] 其中,当采用支持向量机回归时,对敏感特征进行归一化处理,将处理后敏感特征作为输入参数,将平均辅助任务绩效指数作为输出,经过训练得到脑力负荷检测模型。

[0058] 其中,当采用人工神经网络时,对敏感特征进行归一化处理,将处理后敏感特征作为输入参数,将平均辅助任务绩效指数作为输出,根据输入参数的维数、输出参数的维数确定人工神经网络的输入层、输出层和隐含层的节点数,并初始化各节点间的连接权值、隐含层阈值和输出层阈值,经过训练得到脑力负荷检测模型。

[0059] 其中支持向量机在小样本、非线性和高维模式识别中有较大优势,而人工神经网络适合大样本建模。因此,在实际应用中可以根据需要选择最合适的方法建立模型。

[0060] 其中,各节点间的连接权值、隐含层阈值和输出层阈值根据实际应用中的需要进行设定,具体实现时,本发明实施例对此不做限制。

[0061] 106:通过脑力负荷检测模型输出脑力负荷指数,判断人机系统是否满足人因工程学中对脑力负荷的要求(在系统设计优化的应用中)或脑力负荷指数是否在预设范围内(在线自适应自动化系统的应用中),如果是,执行步骤 107;如果否,执行步骤 108;

[0062] 其中,判断人机系统是否满足人因工程学中对脑力负荷的要求具体为:操作者在工作过程中是否出现了超过预设时间长度的极端脑力负荷,若出现则认为不符合要求,若不出现则认为符合要求。

[0063] 本发明实施例是根据辅助任务绩效指数建立脑力负荷检测模型,得到的模型预测结果与脑力负荷是负相关的关系,也就是说模型输出的脑力负荷指数越大表明脑力负荷越小。

[0064] 107:不对人机系统进行优化设计(在系统设计优化的应用中)或不对操作者的任务进行调整(在线自适应自动化系统的应用中),流程结束;

[0065] 108:对人机系统进行优化设计(在系统设计优化的应用中)或对操作者的任务进行调整,使得脑力负荷指数在预设范围内在线自适应自动化系统的应用中),流程结束。

[0066] 其中,预设范围根据实际应用中的需要进行设定,具体实现时,本发明实施例对此不做限制。

[0067] 在基于脑力负荷的自适应自动化中,可以根据人的脑力负荷动态的分配人机系统工作过程中操作者所需完成的任务,以控制脑力负荷在适当的范围内,降低长时间低脑力负荷和高脑力负荷出现的概率,从而减少因为极端脑力负荷对人机系统造成的不利影响。

[0068] 其中,脑力负荷因其在人因工程中的重要地位而有广泛的应用。在新的人机系统

(例如：飞机和军舰等的驾驶舱)设计完成之后,必须经过人因工程学的评价,符合各方面的指标才能应用于实际的作业环境,脑力负荷就是一个重要的指标,一个合理的人机系统应该使脑力负荷的水平保持在适当的范围。而保持适当的脑力负荷可以从两个层次出发实现,首先是人机系统设计时的合理优化,包括常用的人机交互方式的选择与组合、高频次操作的合理分配、常规任务模式的优化组合;其次是在线应用层面的自适应任务规划与分配,现代人-机-环境系统工程的研究表明人、机和环境三者是相互作用和相互影响的,而环境是随时变化的,人受机、环境的影响也是变化的,那么单纯从系统设计层面的优化往往不能适应这些变化带来的效应,而需要在作业过程中根据人、机和环境的状态动态的规划和分配任务,这就是自适应自动化的基本含义,而将脑力负荷应用于自适应自动化就是根据实时脑力负荷来在人机系统内部规划和分配任务。

[0069] 本方法详细介绍了基于近红外光谱与脑电的脑力负荷检测方法及其在自动化或半自动化系统中的应用方法,得到了基于脑电与脑血氧饱和度的脑力负荷检测模型、实时脑力负荷检测的应用方法。在将在线脑力负荷检测方法用于新的人机系统的脑力负荷评估时,受试者只需要带上便携式的数据采集装置,信号经过处理后得到实时的脑力负荷指数,系统设计者根据得到的脑力负荷指数曲线和人因工程学的评估准则判定系统设计的合理性,对不满足人因工程学评估标准的部分进行改进和优化,以使系统在设计层面接近最优的脑力负荷准则。在自适应自动化中的应用需要将脑力负荷检测集成到自动化人机系统中,在任务规划与分配的过程中以实时的脑力负荷指数与任务的脑力负荷指数为自适应决策的依据,实现任务的动态规划与分配。

[0070] 综上所述,本发明实施例提供了一种脑力负荷检测方法,本方法采用近红外光谱与脑电结合方式,确定脑电电极、近红外光谱光源与近红外光谱探头的排布方式,使得脑力负荷的检测实现了客观实时化,两种信号结合提供了更多的信息,使得检测方法更为可靠和稳定;本方法在现代自动化或半自动化系统的应用中有着重要作用,极端脑力负荷可能造成诸多负面影响。因此,从脑力负荷的角度出发选择适当的人机、人人交互方式,优化人机任务分配关系等措施对人机系统的设计进行优化,以及将脑力负荷引入自适应自动化,实现对脑力负荷的有效监测、分配和控制,从而降低极端脑力负荷出现的可能性,避免极端脑力负荷的负面影响,进而提高人机协作的效率和作业安全性,降低脑力负荷对人的健康的负面影响;本方法在众多自动化或半自动化系统(如载人航天飞机、军用潜艇、军舰等)的人因工程学评估、系统设计优化以及自动化的自适应化都有潜在应用价值。因此,基于近红外光谱与脑电的脑力负荷检测技术的应用有望带来可观的社会和经济效益。

[0071] 本领域技术人员可以理解附图只是一个优选实施例的示意图,上述本发明实施例序号仅仅为了描述,不代表实施例的优劣。

[0072] 以上所述仅为本发明的较佳实施例,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

[0073] 参考文献

[0074] 【1】Ernst Niedermeyer, Fernando Lopes da Silva, *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*—Page 140, Lippincott Williams&Wilkins, 2004 ISBN 0-7817-5126-8, ISBN 978-0-7817-5126-1.

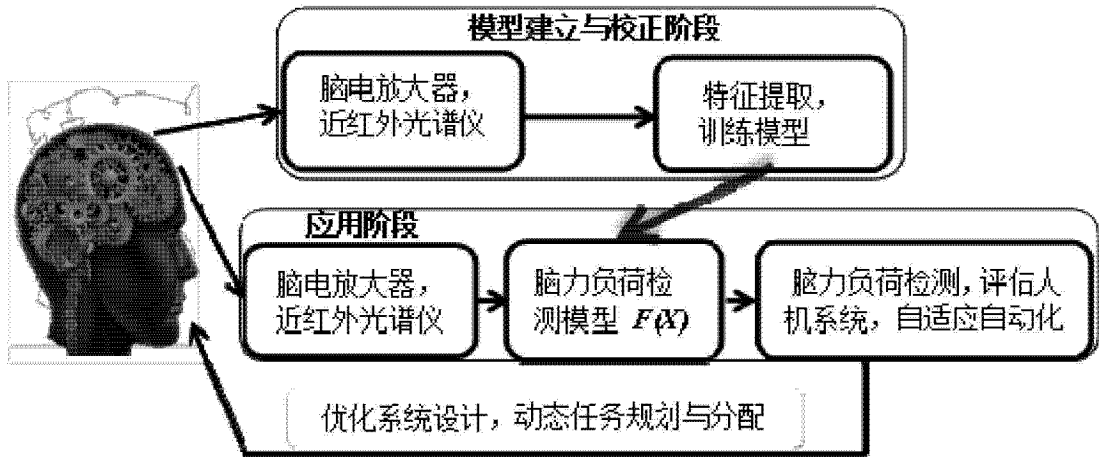


图 1

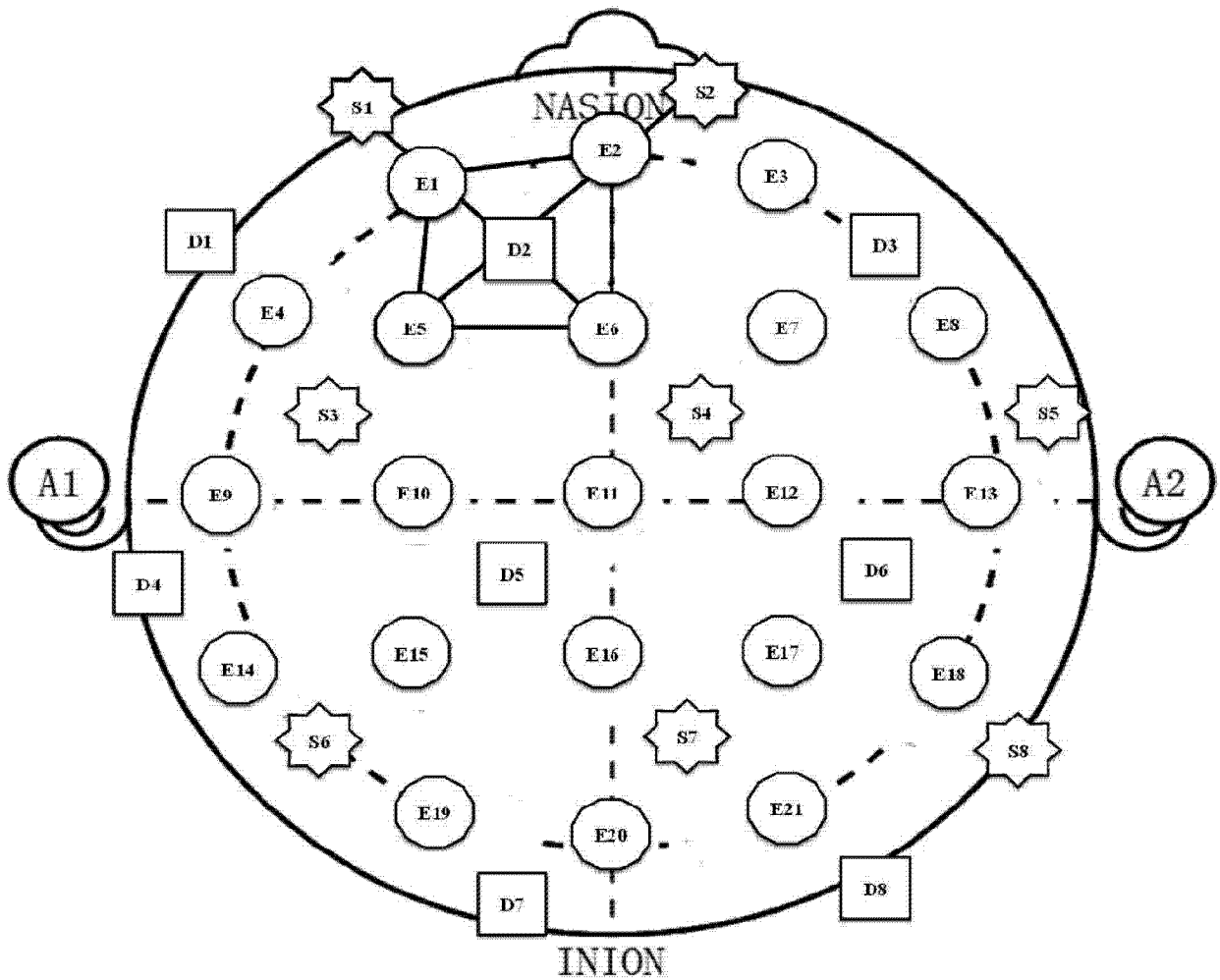


图 2

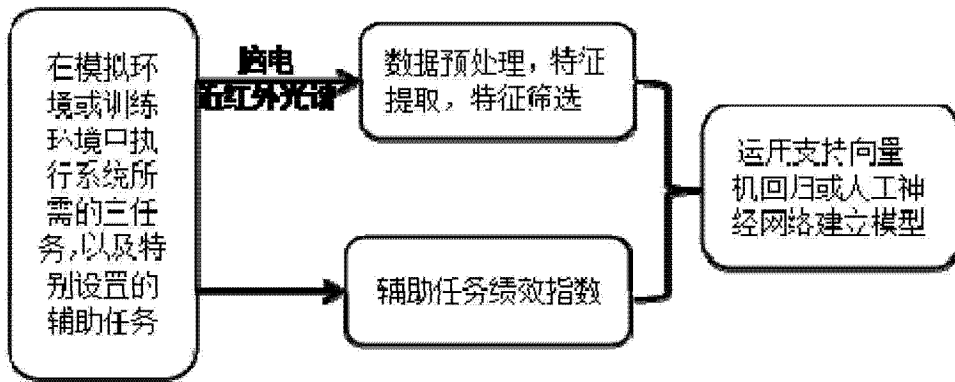


图 3

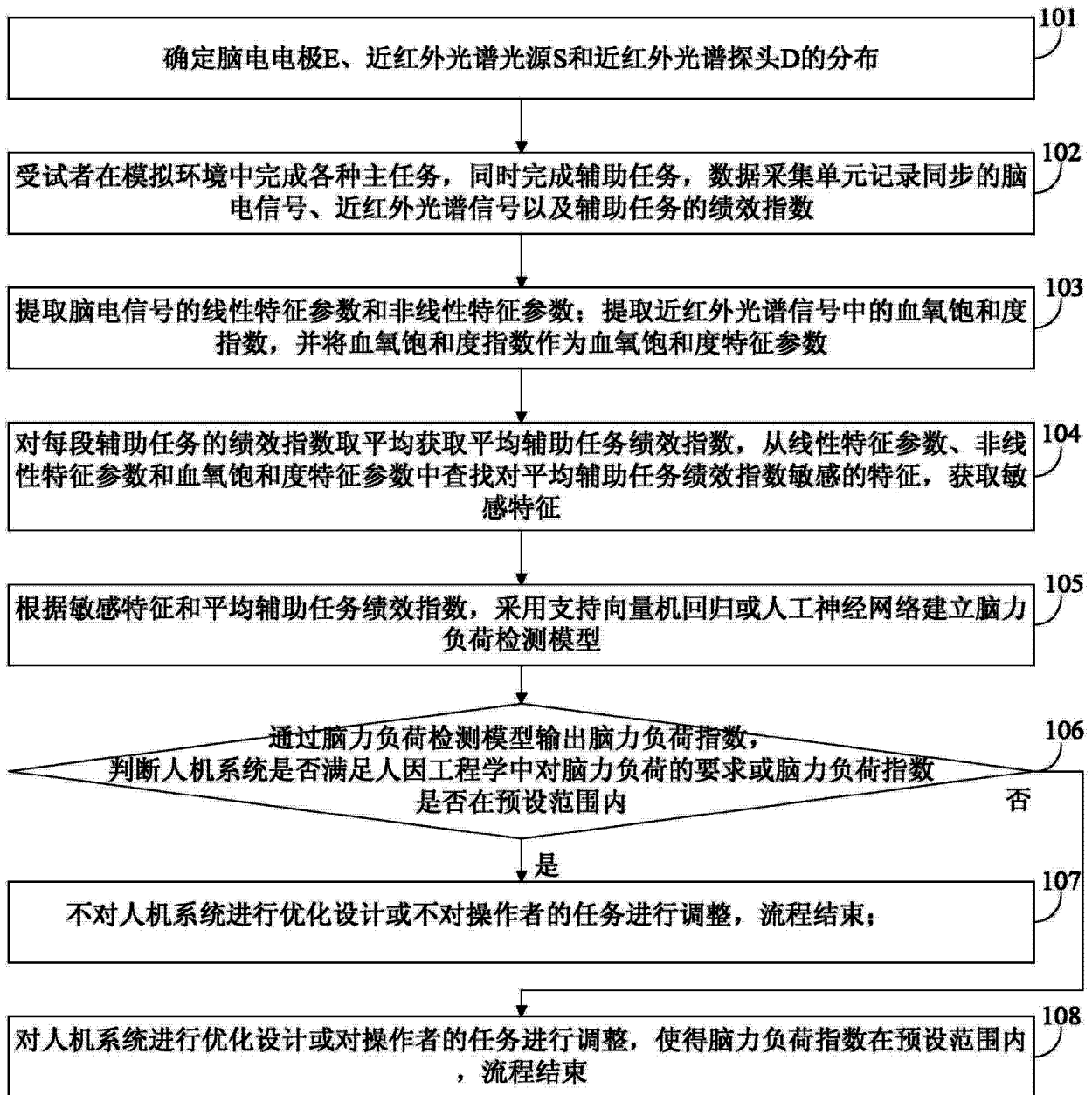


图 4

专利名称(译)	一种脑力负荷检测方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN102715889B</a>	公开(公告)日	2014-01-29
申请号	CN201210192416.9	申请日	2012-06-11
[标]申请(专利权)人(译)	天津大学		
申请(专利权)人(译)	天津大学		
当前申请(专利权)人(译)	天津大学		
[标]发明人	柯余峰 明东 李南南 陈龙 张迪 许敏鹏 慕宏志 万柏坤		
发明人	柯余峰 明东 李南南 陈龙 张迪 许敏鹏 慕宏志 万柏坤		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0476 A61B5/1455		
审查员(译)	李明泽		
其他公开文献	CN102715889A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种脑力负荷检测方法，提取脑电信号的线性特征参数和非线性特征参数；提取大脑近红外光谱信号中的血氧饱和度指数，并将血氧饱和度指数作为血氧饱和度特征参数；对每段辅助任务的绩效指数取平均获取平均辅助任务绩效指数，从线性特征参数、非线性特征参数和血氧饱和度特征参数中查找对平均辅助任务绩效指数敏感的特征，获取敏感特征；根据敏感特征和平均辅助任务绩效指数，采用支持向量机回归或神经网络建立脑力负荷检测模型；通过脑力负荷检测模型输出脑力负荷指数，当脑力负荷指数不在预设范围内，对操作者的任务进行调整，使得脑力负荷指数在所述预设范围内，流程结束。本方法实现了对脑力负荷的在线检测，扩大了应用范围。

