

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810018356.2

A61M 21/00 (2006.01)  
A61B 5/0476 (2006.01)  
A61B 5/16 (2006.01)  
G06F 19/00 (2006.01)  
G06N 3/06 (2006.01)

[43] 公开日 2008年10月15日

[11] 公开号 CN 101284156A

[22] 申请日 2008.6.2

[21] 申请号 200810018356.2

[71] 申请人 西安电子科技大学

地址 710071 陕西省西安市太白路2号

[72] 发明人 黄力宇 沈敏 王晨 申华林  
李裕宏

[74] 专利代理机构 陕西电子工业专利中心  
代理人 王品华 黎汉华

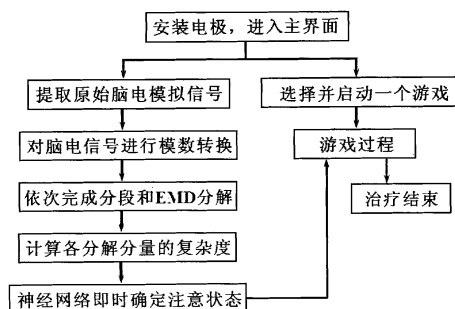
权利要求书4页 说明书11页 附图4页

## [54] 发明名称

注意缺陷障碍症的个性化矫治方法及装置

## [57] 摘要

本发明公开了一种注意缺陷障碍症的个性化矫治方法及装置，利用少年儿童喜欢电脑游戏和争强好胜的心理特征，对患有注意缺陷障碍症进行矫正。其过程是：由头皮电极记录原始脑电信号，经放大和预处理去除干扰后通过模数转换器进入计算机；计算机控制DSP对脑电信号进行分段、经验模式分解和各通道分量的复杂性测度计算；将计算所得复杂度数据作为神经网络的输入向量，由训练算法对神经网络进行有监督的训练，神经网络的输出测定了患者当时的注意或非注意状态；专门设计的游戏程序会根据神经网络测定的注意状态即时调控游戏的演进和得分情况，以延长患者注意的保持时间。本发明适合对6岁以上少年儿童或成人注意缺陷障碍症患者进行非药物治疗。



1. 一种注意缺陷障碍的个性化矫治装置，包括：

脑电采集电极，用于采集并连续记录脑电信号，输入给预处理电路；

预处理电路，用于对脑电信号进行放大、滤波、陷波，并通过模数转换器输送给计算机；

数字信号处理器 **DSP**，用于对计算机输入的脑电信号进行经验模式分解，即 **EMD** 分解，并提取分解后各通道的复杂性测度，并送给计算机；

计算机，用于存储有剔除干扰的预处理程序、数据传送程序、治疗专用游戏程序、及神经网络结构实现与学习训练的程序，通过这些程序完成对脑电信号的滤波、数据传输及对患者注意力的矫治。

2. 根据权利要求 1 所述的矫治装置，其特征在于脑电采集电极包括：记录电极对 **A1**、**A2** 和接地电极 **G**，该记录电极对置于大脑枕部，参考电极置于大脑的前额上部。

3. 根据权利要求 1 所述的矫治装置，其特征在于数字信号处理器 **DSP** 与计算机是双向连接，计算机将软件滤波后的脑电信号送给数字信号处理器 **DSP**，**DSP** 将提取分解信号各通道的复杂性测度再回送给计算机，并通过神经网络测定患者当时的注意或非注意状态，由测定的当时注意状态控制游戏的操作和得分结果。

4. 根据权利要求 1 所述的矫治装置，其特征在于通过神经网络结构实现与学习训练对患者注意力的矫治，是将患者在游戏中的反应信息输入给计算机，由训练算法对神经网络进行有监督的训练，在游戏过程中逐渐形成适应患者特征的个性化网络节点参数配置。

5. 一种注意缺陷障碍的个性化矫治方法，包括如下过程：

(1) 将脑电采集电极 **A1**、**A2** 和参考电极 **G** 放置在患者的头皮上，通过放大、滤波，提取原始脑电 **EEG** 模拟信号；

(2) 对原始脑电 **EEG** 模拟信号转换成数字信号，并通过计算机剔除干扰后传送给数字信号处理器 **DSP**；

(3) **DSP** 对剔除干扰后的数字信号依次进行分段、**EMD** 分解和提取分解后各通道的复杂性测度，并传输给神经网络；

(4) 神经网络通过训练, 确定节点参数, 并在确定节点参数后的神经网络中输入各通道复杂性测度, 给出患者当时的注意或非注意状态的分类结果;

(5) 通过游戏程序延长注意状态的保持时间, 即由游戏程序根据神经网络给出的患者当时的注意状态, 对后续游戏的演进过程和得分结果进行调控, 调动患者的争胜心, 延长注意状态的保持时间。

6. 根据权利要求5所述的矫治方法, 其中步骤(3)所述的EMD分解, 是将一个脑电信号分解成多通道分量, 具体过程如下;

(3a) 令 $x(t)$ 为待分析的1400点的脑电信号, 确定该信号的所有局部极值点, 并将所有极大值点用三次样条函数拟合出原数据序列的上包络线, 将所有极小值点用三次样条函数拟合出原数据序列的下包络;

(3b) 求上包络线和下包络线的均值并记为 $m_1(t)$ , 有:

$$h_1(t) = x(t) - m_1(t) \quad (\text{a})$$

将 $h_1(t)$ 看成原信号, 重复以上步骤(3a)~(3b), 直到 $h_1(t)$ 满足内蕴模式函数分量的约束条件, 确定第一个内蕴模式函数分量为:  $h_1(t) = c_1(t)$ ,  $c_1(t)$ 为信号 $x(t)$ 中的最高频率分量;

(3c) 用 $x(t)$ 减去 $c_1(t)$ 得到一个去掉高频分量的差值 $r(t)_1$ 即

$$x(t) - c_1(t) = r_1(t) \quad (\text{b})$$

将 $r(t)_1$ 看成原信号重复步骤(3a)~(3b), 可得到 $c_2(t)$ ,  $c_3(t)$ , ..., 即

$$\begin{cases} r_1(t) - c_2(t) = r_2(t) \\ \vdots \\ r_{n-1}(t) - c_n(t) = r_n(t) \end{cases} \quad (\text{c})$$

当 $c_n(t)$ 或 $r_n(t)$ 满足给定的终止条件, 通常使 $r_n(t)$ 成为一个单调函数时, 循环结束;

(3d) 将式(b)代入(c)式, 得到所述待分析的脑电信号 $x(t)$ 的分解结果为:

$$x(t) = \sum_{i=1}^n c_i(t) + r_n(t) \quad (\text{d})$$

式中,  $r_n(t)$ 为残余函数, 代表信号的平均趋势; 内蕴模式函数分量 $c_1(t), c_2(t), \dots, c_n(t)$

分别包含了信号从高到低不同频率段的成份，每一频率段包含的成份都是不同的且随信号本身变化而变化。

7. 根据权利要求5所述的矫治方法，其中步骤(3)所述的提取分解后各通道的复杂性测度，按如下过程进行：

(3e) 将内蕴模式函数分量中的任一个分量看作时间序列 $(x_1, x_2, \dots, x_n)$ ，并取平均值 $m$ ，令序列中比 $m$ 大的数为1，比 $m$ 小的数为零，得到一个 $(0, 1)$ 序列，并对该序列进行分段；

(3f) 根据分段数目计算复杂度测度 $C(n)$ ：

$$C(n) = \frac{c'(n)}{b(n)} \quad (d)$$

式中， $c'(n)$ 是分段数目， $b(n) = \frac{n}{\log_2(n)}$   $n$ 是 $(0, 1)$ 序列的长度。

8. 根据权利要求7所述的矫治方法，其中步骤(4)所述的神经网络通过训练，确定节点参数，按如下过程进行：

(4a) 在患者第一次使用前，先给网络各节点赋予一个非零较小的 $0 \sim 0.5$ 之间的随机值；

(4b) 在将所述的复杂性测度作为网络输入向量，输入到神经网络的输入层；

(4c) 计算神经网络的实际输出，输出值即为神经网络给出的注意状态判断结果；

(4d) 计算神经网络的实际输出与理想输出的差值，即如果患者对某个游戏目标做出了反应，正确反应代表注意力集中，输出正确值应为1.0，错误反应代表注意力不集中，输出正确值应为0.0；

(4e) 判断步骤(4d)所述的差值是否符合预先设定的一个容忍标准，如果差值可以容忍，则训练完成，神经网络各节点参数确定；如果差值不可容忍，则按标准反传算法公式反向逐层计算每层神经元的局部梯度，逐个修正节点参数。

9. 根据权利要求5所述的矫治方法，其中步骤(5)所述的通过游戏程序延长注意状态的保持时间，按如下过程进行：

(5a) 患者启动一个游戏时，脑电记录与分析同时启动；

(5b) 游戏程序根据神经网络输出的患者当时的注意力集中状况，确定后续游戏的演

进过程和得分结果：

当注意力集中的时间超过 10 秒时，为患者游戏额外加分 5%；

当患者的注意力不集中时，游戏内容适当增加一些障碍和声音音效，提醒患者集中注意力；

当患者注意力不集中的时间超过 10 秒时，为患者游戏额外减分 5%。

## 注意缺陷障碍症的个性化矫治方法及装置

### 技术领域

本发明属于医学信息处理技术领域,具体地说是涉及一种利用计算机与人脑的信息交互、在患者玩特定游戏过程中实现注意缺陷障碍的个性化矫治,可用于医院临床通过非药物无副作用对少年儿童所患注意缺陷障碍症的治疗。

### 背景技术

注意缺陷障碍 ADD 是少年儿童时期常见的行为障碍性疾病,这种疾病以主动注意的选择性和稳定性差、易冲动、易分心为主要特征,常见的继发障碍有学习困难、品行障碍以及某些情绪障碍,例如抑郁、自闭或孤独症等。

虽然通过药物治疗 ADD 最早受到重视,但目前还没有针对 ADD 的发病机制而专门研制的治疗药物,中枢兴奋剂构成 ADD 治疗药物的主流,某些情况下抗抑郁、抗癫痫发作药或抗高血压药物都可用于治疗 ADD,但作用机制均不明确。临床显示,约有 60% 的患者在药物的作用下症状会得到不同程度缓解,但需长期用药。随着患儿年龄的增长,需要不断增加剂量才能保持一定疗效。然而,对处于身心发育关键时期的少年儿童来说,药物治疗所产生的副作用却不容小觑,这些副作用主要包括:心血管系统损害、药物成瘾、厌食、腹痛、头痛、失眠、肝损害,多疑、狂躁等精神障碍、及心源性猝死,特别是对于长期用药物的副作用更加明显。为此,通过心理行为干预等非药物方法治疗 ADD 是近年来开始重视的治疗手段。

在对 ADD 进行的非药物治疗中,行为治疗是最主要的方法。行为治疗起源于 1920 年巴甫洛夫的经典条件反射理论和 1950 年 Skinner 的操作调节反射理论,理论分析了专注于人的外显行为与引起该行为的外部刺激之间的关系,提出通过控制外部刺激达到校正行为的目的;同时认为主动注意不能较长时间保持的异常行为,与正常行为一样,都是通过某种学习而获得并因强化而保持下来的,因此,可以通过另一种学习来逐渐消除并最终矫正这种异常行为。在行为治疗中,适时的奖惩是最为关键的。当患者正常行为出现时给予强化性奖赏,以增加该行为的发生频率;当异常行为出现时,不予理睬或进行处罚,会逐渐减少异常行为的发生频率。

目前较为典型的行为治疗方法有：

(1) 在规定的时间内用筷子夹乒乓球、拼图、数黑点或者两手拍球、走平衡木、独角椅、滑梯、跳跳床等。根据患者的病况，设置奖励标准，达到标准时给予患者喜欢的小礼物。一般一周需要训练 4~6 次，每次 1 小时~1.5 小时，连续 4~6 个月。具体参见参考文献“Everett CR, Everett SV. *Family Play Therapy for ADHD*. The Guilford Press. New York, 1999”。

(2) 视觉光点跟踪、短时记忆、字母识别、字符转换、连续计算等一些具体训练项目适合对年龄稍大的患儿进行行为治疗，其难度依次增加，涉及记忆、注意维持、表征以及思维等高级心理活动。训练效果则由患病少儿对目标刺激反应的正确率、反应速度、漏反应等指标定量估计。

上述这两种传统的行为治疗方式虽然具有一定的疗效且较为持久和无副作用，但由于治疗的过程长，内容枯燥，不能针对患者的具体情况个性化设计，且治疗进程和奖赏受家长或教师主观控制，不易准确掌握时机，易使儿童厌倦，多数难以坚持。

(3) 普通的电子游戏治疗法。随着电子信息技术的发展，1990 年代中期有人提出 ADD 患者通过玩一些普通的电子游戏对其异常行为进行治疗，参见文献“Nemeth DG, Creveling CC, et al. A Video Game Computer Sub-Program to Modify the Disinhibition Process in ADHD Adolescents. *Archives of Clinical Neuropsychology*, 1997, 12 (4): 375-376”。由于 ADD 患者多处于 8~16 岁年龄段，喜好电子游戏和动画，这个方法无疑对患者的是具有吸引力的。虽然普通电子游戏内容丰富有趣，患者可以不感枯燥地长时间玩，但又由于这些电子游戏不是专门针对 ADD 少儿治疗作用而设计的，因而其内容常常不适合治疗对象的需要，甚至有些游戏还会对少年儿童产生成瘾的副作用。更重要的是，患者在玩游戏的过程中也还是会出现注意力的非自主转移，影响治疗效果。

(4) 基于患者脑电图 EEG 中  $\theta$ - $\beta$  波的生物反馈疗法。通过比较正常少年儿童与 ADD 患者脑电图 EEG 的时域表现，有学者发现 ADD 患者在进行思维相关实验，例如连续运算、对某些目标做出反应时， $\theta$  波和  $\delta$  波活动增多，而相对的  $\alpha$  波和  $\beta$  波的活动减少，相较于正常少年儿童的  $\theta/\beta$  比值增大，且这些特征在枕叶顶部和额叶部位表现尤其明显。进一步的研究发现，ADD 少儿很少产生 14Hz 以上的  $\beta$  波活动，而主要是以 4~8 Hz 的  $\theta$  波活动多见。基于以上分析，有学者提出了基于 EEG 中  $\theta$ - $\beta$  波的生物反馈疗法。参见参考文献 Monastra VJ. Electroencephalographic biofeedback (neurotherapy)

as a treatment for attention deficit hyperactivity disorder: rationale and empirical foundation. *Child and Adolescent Psychiatric Clinics of North America*, 2005, 14(1):55-82 和参考文献 Kropotov YD, Ponomarev VA, Grin-Yatsenko VA. EEG-Biocontrol Method in Treating the Attention Deficit Hyperactivity Disorder in Children, *Human Physiology*, 2001, 27(4): 496-504。

由于脑电生物反馈疗法的疗效较为理想且无副作用，所以在临床上得到普遍使用。然而，脑电生物反馈疗法由于存在以下缺陷限制了其疗效的提高：1) 仅是通过简单的 EEG 频域分析来确定奖励的标准，即计算  $\theta$ 、 $\alpha$  波和  $\beta$  波的多少，有些系统直接简化到只看  $\theta/\beta$  比值的大小，且这些标准对每个患者都是一样的，无法根据患者的 EEG 特征个性化确定。2) 这些波形频率特征之间的简单关系是通过比较正常少年儿童与 ADD 患者的 EEG 得来的，并不能完全代表患者当时的注意品质。3) 要求被试在训练过程中静坐不动，集中注意力去控制屏幕上一个非常简单的目标，如球体的上升，其内容比较枯燥。而且要求训练 6 个月以上，每周三次，每次 40 分钟，患者难以坚持；4) 在临床应用过程中，由医师根据患者的表现调节奖励阈值，主观随意性大。因此如何将现代电子信息技术引入 ADD 的行为治疗，探索新的个性化 ADD 干预方法，是临床医学的迫切要求。

### 发明的内容

本发明的目的在于克服上述行为治疗方法的缺点，提出一种基于脑机交互的注意缺陷障碍症 ADD 的个性化矫治方法及装置，使患者在与计算机较长时间的游戏互动过程中，逐步改善其对注意力的合理调控，增强注意的选择性和稳定性，有效缓解患者症状。

本发明所依据的机理：

(1) 注意状态的实时测定技术。过去测定患者的注意状态，都是在较短时间内通过儿童视觉追踪目标光点运动测定眼角膜和视网膜间的电信号反应曲线，将测定的曲线与标准参考曲线进行比较，根据偏离程度确定患者的病种和程度，如申请号为 00218646.2、200420021337.2 和 200310109026.1 的专利文献均公开了测量注意状态的一些方法。由于 ADD 患者在短时间内注意力完全可能集中，特别是在看到自己感兴趣的東西时，注意力短时间内还可能相当集中，所以上述测定方法的生理病理依据并不充分和可靠。

由于注意意识直接受控于大脑，利用反映脑神经信息的脑电图实时测量患者的注意



状态，比利用眼部生理信号的传统方法更合理、更方便可行，例如，公开号为 CN101049236 的中国专利申请，提出了利用脑电信号的双谱分析与神经网络相结合的方法，将双谱指数与事件相关电位的幅度及延迟量作为神经网络的输入参数，利用患者操作过程中对目标的反应作为监督信息来训练神经网络，可较大幅度提高注意状态的识别率。

(2) 受注意状态控制的游戏演进与奖励机制。少年儿童对动画有着天然的兴趣，游戏是少儿最喜欢的活动，临床表明，ADD 少儿对自己感兴趣的目标，其注意力集中的时间可有不同程度的延长。

根据以上机理，本发明的技术思路是利用青少年患者喜欢游戏、争强好胜的心理特点，通过测得注意状态信息调控游戏的演进过程和奖励水平，诱导患者逐步延长主动注意的保持时间。具体技术方案如下：

#### 一、矫治装置

本发明的矫治装置包括：

脑电采集电极，用于采集并连续记录脑电信号，输入给预处理电路；

预处理电路，用于对脑电信号进行放大、滤波、陷波，并通过模数转换器输送给计算机；

数字信号处理器 DSP，用于对计算机输入的脑电信号进行经验模式分解，即 EMD 分解，并提取分解后各通道的复杂性测度，并送给计算机；

计算机，用于存储有剔除干扰的预处理程序、数据传送程序、治疗专用游戏程序、及神经网络结构实现与学习训练的程序，通过这些程序完成对脑电信号的滤波、数据传输及对患者注意力的矫治。

上述的矫治装置，其中脑电采集电极包括：记录电极对 A1、A2 和接地电极 G，该记录电极对置于大脑枕部，参考电极置于大脑的前额上部。

上述的矫治装置，其中数字信号处理器 DSP 与计算机是双向连接，计算机将软件滤波后的脑电信号送给数字信号处理器 DSP，DSP 将提取分解信号各通道的复杂性测度再回送给计算机，并通过神经网络测定患者当时的注意或非注意状态，由测定的当时注意状态控制游戏的操作和得分结果。

上述的矫治装置，其中所述的通过神经网络结构实现与学习训练对患者注意力的矫治，是将患者在游戏中的反应信息输入给计算机，由训练算法对神经网络进行有监督的

训练，在游戏过程中逐渐形成适应患者特征的个性化网络节点参数配置。

## 二. 矫治方法

本发明的矫治方法，包括如下过程：

(1) 将脑电采集电极 A1、A2 和参考电极 G 放置在患者的头皮上，通过放大、滤波，提取原始脑电 EEG 模拟信号；

(2) 对原始脑电 EEG 模拟信号转换成数字信号，并通过计算机剔除干扰后传送给数字信号处理器 DSP；

(3) DSP 对剔除干扰后的数字信号依次进行分段、EMD 分解和提取分解后各通道的复杂性测度，并传输给神经网络；

(4) 神经网络通过训练，确定节点参数，并在确定节点参数后的神经网络中输入各通道复杂性测度，给出患者当时的注意或非注意状态的分类结果；

(5) 通过游戏程序延长注意状态的保持时间，即由游戏程序根据神经网络给出的患者当时的注意状态，对后续游戏的演进过程和得分结果进行调控，调动患者的争胜心，延长注意状态的保持时间。

本发明具有如下优点：

1. 本发明的电极由于采用单通道，便于使用，并通过与之对应的单通道信号处理，保证了分析结果的可靠性。

2. 本发明由于采用了 DSP 来对脑点信号进行注意状态特征提取，提高了处理速度，可实时给出分析结果，为在游戏过程中利用分析结果调节游戏进程和得分提供了技术基础。

3. 本发明由于采用 EMD 分解和复杂性测度、神经网络相结合的方法实时分析患者的注意状态，适应了脑电的非线性特性。

4. 本发明的游戏程序根据神经网络测定患者当时的注意状态分类结果，对后续游戏的演进过程和得分结果进行调控，调动了患者的争胜心，延长注意状态的保持时间。

5. 本发明由于采用了多种非线性信号处理技术提取患者注意状态的准确信息，并根据少年儿童喜欢电脑游戏的心理特征，用所提取的这些信息调控少年儿童喜闻乐见的电子游戏的演进与奖励，以调动患者中枢神经的调控潜力，促进神经调节功能的逐步康复，为临床 ADD 的非药物有效干预提供了新的途径。

本发明的目的、特征及优点将结合实施例，参照附图作进一步的说明。

## 附图说明

图 1 是本发明矫治装置结构示意图；

图 2 是本发明的矫治过程图；

图 3 是本发明采集脑电时所用的电极分布图；

图 4 是在不同注意状态情况下单道脑电的经验模式分解图；

图 5 是本发明装置中所用的神经网络结构图；

图 6 是利用反传算法确定神经网络节点参数的流程图；

图 7 是本发明游戏调控过程图。

## 具体实施方式

参照图 1，本发明的装置包括：计算机、头皮电极、脑电信号预处理电路、模数转换器电路和数字信号处理器 DSP。其中脑电信号预处理电路由单通道脑电放大器、滤波器和陷波器组成，放大器增益要保证使得信号幅度处于  $+5V \sim -5V$  之间，滤波器的滤波频率在  $0.5Hz \sim 70Hz$  之间，陷波电路则剔除信号中存在的  $50Hz$  频率成分。脑电采集电极由记录电极对 A1、A2 和接地电极 G 组成，如图 3 所示，使用时将记录电极对置于大脑枕部，参考电极置于大脑的前额上部，该脑电采集电极通过屏蔽导联线与预处理电路相连接。预处理电路经过 12 位模数转换器与计算机相连，数字信号处理器 DSP 与计算机双向连接。DSP 中包含了对脑电信号进行处理的软硬件安排，主要实现对脑电信号进行几乎实时的 EMD 分解和分解后各通道的复杂性测度计算；计算机中存储有剔除干扰的预处理程序、数据传送程序，及神经网络结构实现、网络训练和测试的程序。脑电信号预处理电路和模数转换器电路连续记录在矫治过程中的脑电信号并送计算机，计算机对该脑电信号进行软件滤波后送数字信号处理器 DSP 进行 EMD 分解，提取分解信号各通道的复杂性测度并回送给计算机，由计算机将该数据作为输入信号送给神经网络，由训练算法对神经网络进行有监督的训练，在游戏过程中逐渐形成适应患者特征的个性化网络节点参数配置，测定出患者当时的注意或非注意状态，由测定的当时注意状态控制游戏的演进和得分情况。

该矫治装置神经网络的节点参数在患者第一次使用时是随机确定的，以后在工作过程中可以在受试者反应情况的监督下对神经网络的参数进行反传调整。患者在游戏反应，包括延迟时间、误反应、漏反应信息通过键盘或鼠标进入计算机，由软件对神经

网络进行有监督的训练,在游戏过程中逐渐形成适应患者特征的个性化网络节点参数配置。系统在每次使用完后会记忆患者的网络参数配置,下次矫治开始时可以将参数载入。这种有监督的参数调整会使得网络的输出越来越接近正确的分类结果。

参照图 2,本发明的矫治过程如下:

步骤一,提取原始脑电 EEG 模拟信号。

由医护人员或家长将脑电采集所需的脑电采集电极 A1、A2 和参考电极 G 放置在患者的头皮上,并使用导电膏以降低电极与头皮之间的阻抗,通过放大、滤波,提取原始脑电 EEG 模拟信号。

步骤二,对原始脑电信号进行模数转换并传送。

将放大滤波后的脑电 EEG 模拟信号通过模数转换器转换成数字信号送到计算机,采样频率为每秒 1400 点。计算机在对该数据进行剔除干扰的预处理后,再将脑电信号数据传送给数字信号处理器 DSP。

步骤三, DSP 对脑电信号依次进行分段和 EMD 分解。

1. 对采集的脑电数据进行分段处理,即以每秒采集的 1400 个点确定为一个段;
2. 采集到一个段后随即开始进行如下的 EMD 分解:

(1) 令  $x(t)$  为待分析的 1400 点的脑电信号,确定该信号的所有局部极值点,并将所有极大值点用三次样条函数拟合出原数据序列的上包络线,将所有极小值点用三次样条函数拟合出原数据序列的下包络;

(2) 求上包络线和下包络线的均值并记为  $m_1(t)$ , 有:

$$h_1(t) = x(t) - m_1(t) \quad (\text{a})$$

将  $h_1(t)$  看成原信号,重复以上步骤 (3a) ~ (3b),直到  $h_1(t)$  满足内蕴模式函数分量的约束条件,确定第一个内蕴模式函数分量为:  $h_1(t) = c_1(t)$ ,  $c_1(t)$  为信号  $x(t)$  中的最高频率分量;

(3) 用  $x(t)$  减去  $c_1(t)$  得到一个去掉高频分量的差值  $r(t)_1$  即

$$x(t) - c_1(t) = r_1(t) \quad (\text{b})$$

将  $r(t)_1$  看成原信号重复步骤 (3a) ~ (3b), 可得到  $c_2(t)$ ,  $c_3(t)$ , ..., 即

$$\begin{cases} r_1(t) - c_2(t) = r_2(t) \\ \vdots \\ r_{n-1}(t) - c_n(t) = r_n(t) \end{cases} \quad (c)$$

当  $c_n(t)$  或  $r_n(t)$  满足给定的终止条件, 通常使  $r_n(t)$  成为一个单调函数时, 循环结束; (4)

将式 (b) 代入 (c) 式, 得到所述待分析的脑电信号  $x(t)$  的分解结果为:

$$x(t) = \sum_{i=1}^n c_i(t) + r_n(t) \quad (d)$$

式中,  $r_n(t)$  为残余函数, 代表信号的平均趋势; 内蕴模式函数分量  $c_1(t), c_2(t) \cdots c_n(t)$  分别包含了信号从高到低不同频率段的成份, 每一频率段包含的成份都是不同的且随信号本身变化而变化。

对脑电 EMD 分解后的波形如图 4, 在分解过程中可能会产生多个通道的分量, 如果产生超过 7 个通道以上的分量, 由于超过 7 个通道的分量信息量过低而舍去, 因而从图 4 可见有 7 个通道的波形。

步骤四, 计算各分量  $c_1(t), c_2(t) \cdots c_n(t)$  的复杂性测度。

对于一个离散的时间序列  $(x_1, x_2, \cdots, x_n)$ , 取平均值  $m$ , 令序列中比  $m$  大的数为 1, 比  $m$  小的数为零, 得到一个  $(0, 1)$  序列。在这样的  $(0, 1)$  序列中的一串字符  $S(S_1, S_2, \cdots, S_n)$  后再加一个或一串字符称为  $Q$ , 看  $Q$  是否属于  $SQ^v$ , 该  $SQ^v$  是  $SQ$  字符串中减去最后一个字符。如果这个字句前面出现过, 这个字符就称作是“复制”, 如果没有出现过, 则称为“插入”。“插入”时用一个“·”把前后字符分开。下一步把“·”前面的所有字符看作是  $S$ , 再重复上述操作。

如上述可以用“·”把字符串分成段, 段的数目就定义为复杂度  $c(n)$ 。根据研究, 几乎所有的  $(0, 1)$  序列的  $c(n)$  在序列趋于无限长时都趋向一个定值, 即

$$\lim_{n \rightarrow \infty} c(n) = b(n) \equiv \frac{n}{\log_2(n)} \quad (e)$$

所以,  $b(n)$  是随机序列的渐近行为, 可以用它来使  $c(n)$  归一化, 就成为了相对复杂度:

$$C(n) = \frac{c(n)}{b(n)}. \quad (f)$$

步骤五，神经网络即时确定患者的注意力状态。

神经网络采用通用 7-6-2-1 四层前向多层网络结构，如图 5 所示。

将步骤 4 计算得到的各个通道的复杂性测度值从 DSP 送入计算机，作为神经网络的输入向量，对神经网络进行训练，以确定节点参数，完成训练后神经网络的输出即是系统测定的患者注意状态。

参照图 6，神经网络训练的过程如下：

1) 在患者第一次使用前，先给网络各节点赋予一个非零较小的 0~0.5 之间的随机值；

2) 在将所述的复杂性测度作为网络输入向量，输入到神经网络的输入层；

3) 计算神经网络的实际输出，输出值即为神经网络给出的注意状态判断结果；

4) 计算神经网络的实际输出与理想输出的差值，即如果患者对某个游戏目标做出了反应，正确反应代表注意力集中，输出正确值应为 1.0，错误反应代表注意力不集中，输出正确值应为 0.0；

5) 判断步骤 4) 所述的差值是否符合预先设定的一个容忍标准，如果差值可以容忍，则训练完成，神经网络各节点参数确定；如果差值不可容忍，则按标准反传算法公式反向逐层计算每层神经元的局部梯度，逐个修正节点参数。

在游戏进行的过程中，患者对游戏过程中的部分目标做出的反应（包括误反应、漏反应和反应延迟）会不断按照上述流程修正网络节点的参数，随着游戏的进行，网络输出的数值会越来越准确地代表患者的注意状态，最终实现对注意状态的即时准确识别。

患者进行一次游戏治疗完成后，计算机程序会自动记录本次使用过程中最终形成的节点参数，下次使用时根据病人 ID 直接调用，不用再次训练。也就是说，网络的参数配置将是完全个性化的。

步骤六，通过游戏程序延长注意状态的保持时间。

参照图 7，本发明的游戏基本调控过程如下：

A. 患者启动一个游戏时，脑电记录与分析同时启动；

B. 游戏程序根据神经网络输出的患者当时的注意力集中状况，确定后续游戏的演进

过程和得分结果:

如果注意力集中的时间超过 10 秒钟, 在患者游戏基本分数上额外加分 5%;

如果患者注意力不集中的时间超过 4 秒钟, 游戏内容将适当增加一些障碍或声音音效, 提醒患者集中注意力;

如果患者注意力不集中的时间超过 10 秒钟, 在患者游戏的基本分数上将额外减分 5%。

通过以上对后续游戏的演进过程和得分结果的调控, 调动患者的争胜心, 延长注意状态的保持时间。

应用实例, 这里以赛车游戏为例说明本发明游戏演进与奖赏的机制。

游戏开始后屏幕上会出现三辆赛车, 中间的一辆是由患者本人控制的, 其他两辆是由计算机程序设置自动运行的。赛车的速度可由患者本人选择的游戏等级改变。设在某个游戏等级时患者本人控制赛车的基本速度为 $v$ , 其他两辆赛车的速度总是 $v$ 的 0.8~1.2 倍, 具体的倍数由计算机在该范围内形成的随机数产生。

患者本人控制的一辆赛车包括了其双手操作和脑电控制两个方面。患者操控游戏的同时, 系统对患者脑电进行 EMD 分解和复杂度分析并由神经网络输出患者的注意状态值, 专门设计的赛车游戏程序会根据神经网络输出的患者当时的注意力集中状况, 确定后续游戏的演进过程:

如果注意力集中的时间超过 10 秒钟, 在患者游戏的基本分数上额外加分 5%, 同时, 患者所控制赛车的基本速度也额外增加 5%;

如果患者注意力不集中的时间超过 4 秒钟, 游戏内容将适当增加一些障碍或声音音效, 提醒患者集中注意力;

如果患者注意力不集中的时间超过 10 秒钟, 则在患者游戏的基本分数上减分 5%, 同时, 患者所控制赛车的基本速度也减少 5%;

对赛道上随机出现的路障, 患者应用手控键盘操控赛车躲避。赛车每碰上一个路障, 基本速度降低 3%, 成功绕过路障时赛车的基本速度维持不变。

受计算机控制的两辆赛车的速度改变是在患者控制赛车的基本速度上乘一个 0.8~1.2 范围内的随机数。由于患者注意力集中而额外增加的速度不影响计算机控制赛车的速度。

本发明利用少年儿童喜欢电脑游戏和争强好胜的心理特征, 在电子游戏中有效延长

---

注意的保持时间，适合对 6 岁以上少年儿童或成人注意缺陷障碍症患者进行非药物治疗。



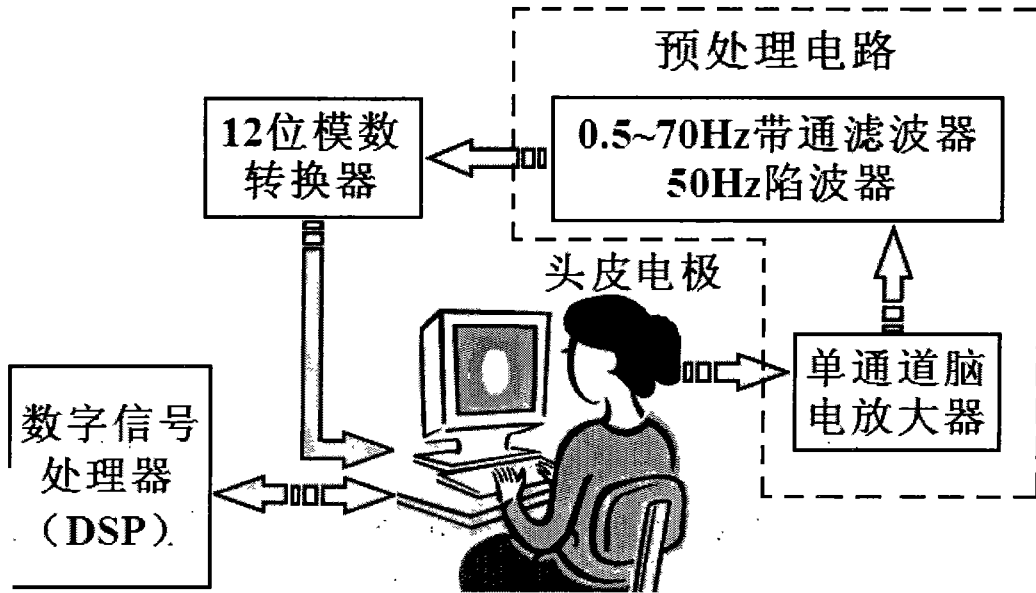


图 1

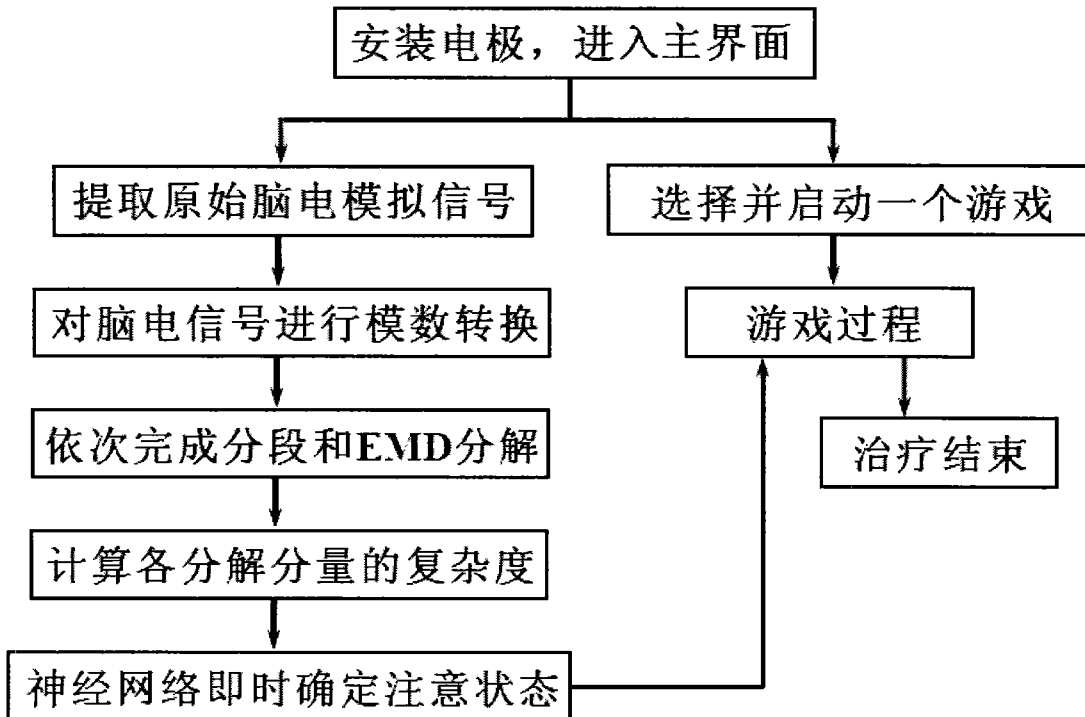


图 2

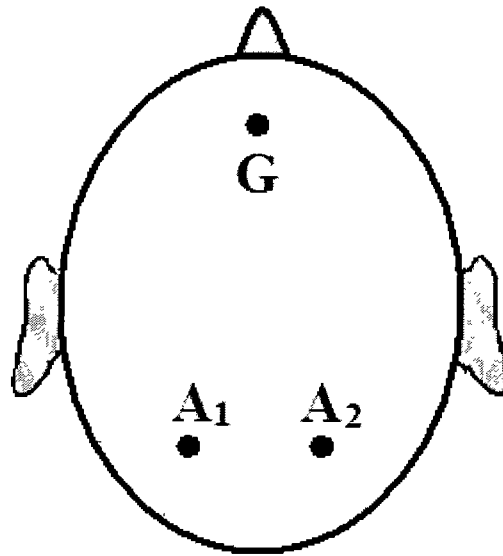


图 3

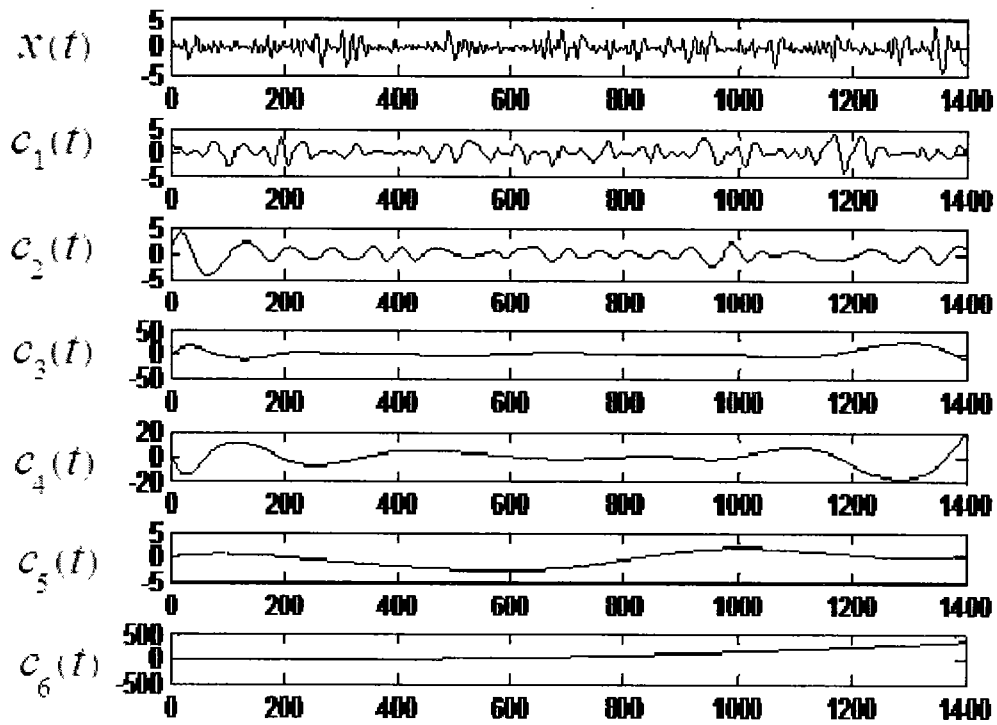


图 4

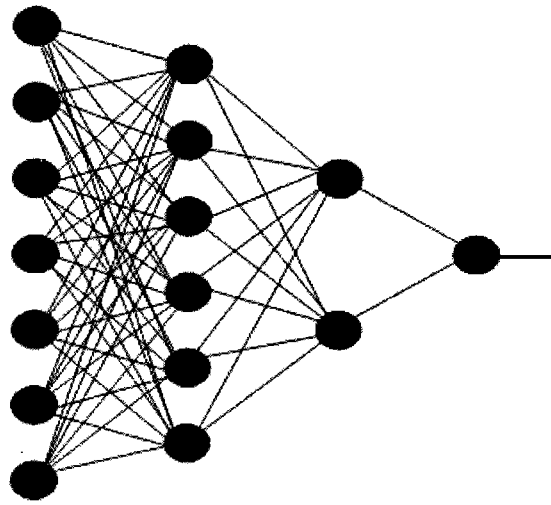


图 5

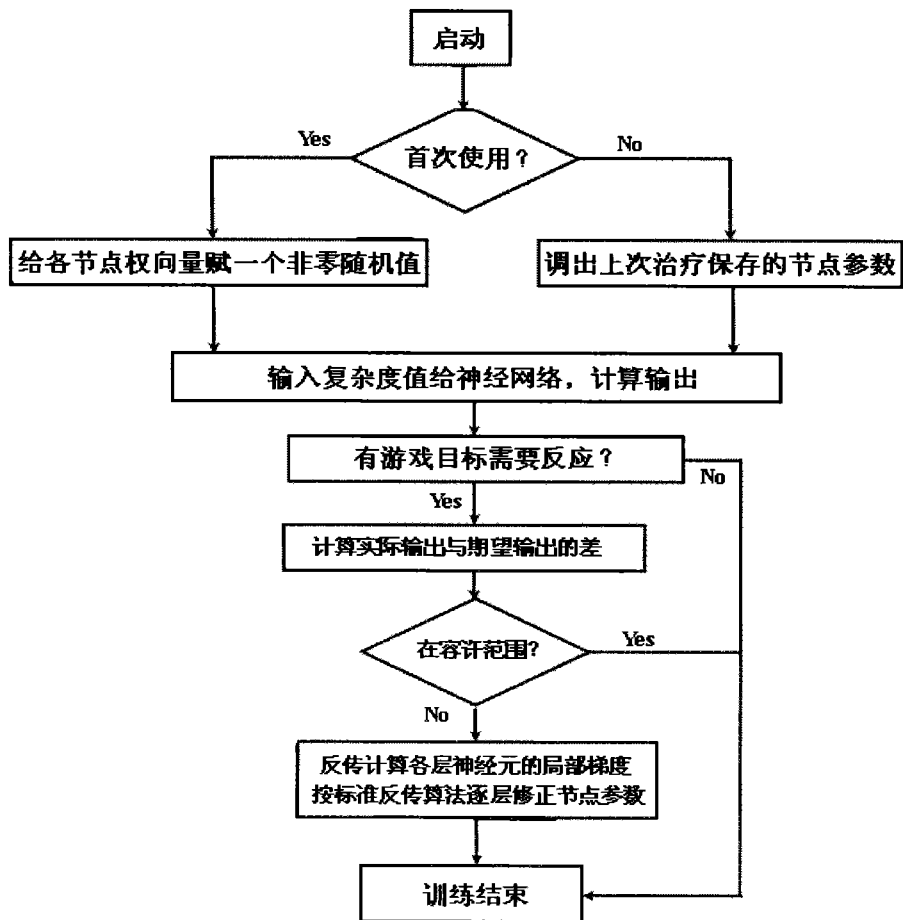


图 6

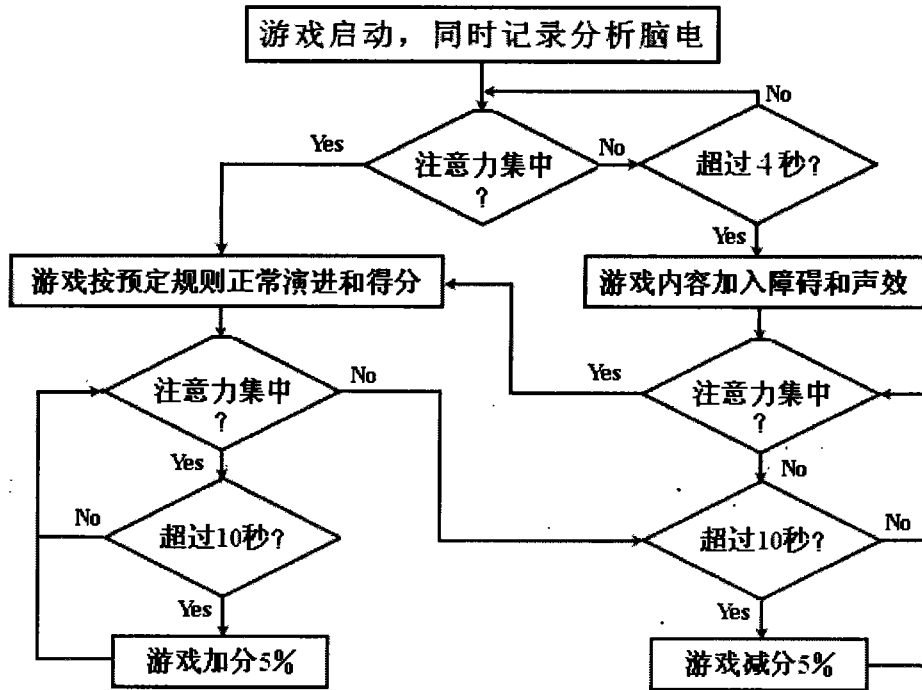


图 7