



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105636515 B

(45)授权公告日 2018.08.28

(21)申请号 201580002191.8

(72)发明人 阿瑟·舒尔茨

(22)申请日 2015.01.27

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所
11105

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105636515 A

代理人 熊雪梅

(43)申请公布日 2016.06.01

(51)Int.Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

(30)优先权数据

A61B 5/00(2006.01)

102014101814.1 2014.02.13 DE

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.04.11

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2015/051593 2015.01.27

(56)对比文件

WO 9715013 A3,1997.07.24,

CN 102215748 A,2011.10.12,

CN 101272732 A,2008.09.24,

CN 102438515 A,2012.05.02,

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2015/121059 DE 2015.08.20

审查员 余红敏

(73)专利权人 阿瑟·舒尔茨

地址 德国阿德尔西斯多夫

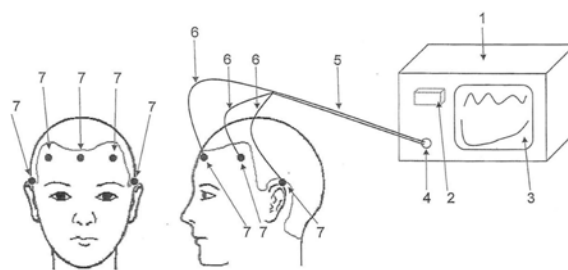
权利要求书2页 说明书9页 附图3页

(54)发明名称

用于自动评估失神EEG的计算机程序和评估设备

(57)摘要

本发明涉及一种用于自动评估失神EEG的方法,其中由评估设备记录EEG曲线并且借助评估设备的计算机评估该EEG曲线,其中,在评估中借助计算机根据失神EEG的阶段划分从该EEG曲线中至少确定失神状态的当前阶段,其中,在阶段划分中区分失神状态的深度阶段,以及其中输出当前阶段,其中,由计算机从多个可选的阶段划分方案中选出特定的阶段划分方案,这些阶段划分方案的区别在于失神状态的可区分的阶段的数目,并且将该特定的阶段划分方案用于自动执行阶段划分以用于确定当前阶段。本发明还涉及一种用于执行这种方法的计算机程序以及一种用于评估失神EEG的评估设备。



1. 一种用于评估失神EEG的评估设备(1), 其中, 评估设备(1) 具有至少一个计算机(2)、EEG信号采集装置(7) 和输出装置(3), 其特征在于, 评估设备(1) 构建为:

由评估设备(1) 记录EEG曲线并且借助评估设备(1) 的计算机(2) 评估该EEG曲线, 其中, 在评估中借助计算机(2) 根据失神EEG的阶段划分从该EEG曲线中确定患者的失神状态的当前阶段, 其中, 在阶段划分中区分失神状态的深度阶段, 以及其中输出当前阶段,

由计算机(2) 从多个可选的阶段划分方案(26) 中选出特定的阶段划分方案, 所述多个可选的阶段划分方案的区别在于失神状态的可区分的阶段的数目, 并且将该特定的阶段划分方案用于自动执行阶段划分以用于确定当前阶段。

2. 根据权利要求1所述的评估设备(1), 其特征在于, 将被记录其EEG曲线的患者年龄的说明输入评估设备(1), 并且由计算机(2) 在考虑所输入的年龄说明的条件下执行对阶段划分方案的自动选择。

3. 根据权利要求1所述的评估设备(1), 其特征在于, 计算机(2) 在考虑所记录的EEG曲线和/或从中导出的数据的条件下执行对阶段划分方案的自动选择。

4. 根据上述权利要求中任一项所述的评估设备(1), 其特征在于, 与识别出能够与最小份额的低频信号分量组合的最小份额的高频信号分量的情况相比, 在EEG曲线中识别出最小份额的低频信号分量和未识别出最小份额的高频信号分量的情况下选择具有较小数量的可区分的失神状态阶段的方案。

5. 根据权利要求1至3中任一项所述的评估设备(1), 其特征在于, 计算机(2) 首先从具有特定数量的可区分的失神状态阶段的第一方案出发, 并且在EEG数据的数量足以进行评估的评估时刻, 在识别出EEG曲线中的特定特性的条件下选择第二阶段划分方案, 该第二阶段划分方案与第一方案相比具有更小或更大数量的可区分的失神状态阶段。

6. 根据权利要求1至3中任一项所述的评估设备(1), 其特征在于, 作为EEG曲线的低频信号分量, 至少评估 δ 带中的频率分量。

7. 根据权利要求1至3中任一项所述的评估设备(1), 其特征在于, 由计算机(2) 除了阶段划分的标准方案之外还选择具有更小数量的可区分的失神状态阶段的阶段划分来作为标准方案。

8. 根据权利要求1至3中任一项所述的评估设备(1), 其特征在于, 根据所选的阶段划分方案来确定对EEG的发展状态的说明。

9. 根据权利要求1至3中任一项所述的评估设备(1), 其特征在于, 对EEG曲线分析通过其它生物信号产生的曲线模式, 并且若识别到至少一个这种曲线模式则检验是否应选择与未识别到这种曲线模式相比不同的阶段划分方案。

10. 根据权利要求1至3中任一项所述的评估设备(1), 其特征在于, 借助伪影传感器(5) 来确定所记录的EEG曲线中的运动伪影, 并且借助所确定的运动伪影来校正EEG曲线和/或校正或抑制阶段划分和/或选择其它阶段划分方案。

11. 一种机器可读载体, 其上存储有计算机程序, 当该计算机程序在计算机(2) 上运行时执行用于自动评估失神EEG的方法, 按照该方法, 由评估设备(1) 记录EEG曲线并且借助评估设备(1) 的计算机(2) 评估该EEG曲线, 其中, 在评估中借助计算机(2) 根据失神EEG的阶段划分从该EEG曲线中确定患者的失神状态的当前阶段, 其中, 在阶段划分中区分失神状态的深度阶段, 以及其中输出当前阶段,

由计算机(2)从多个可选的阶段划分方案(26)中选出特定的阶段划分方案,所述多个可选的阶段划分方案的区别在于失神状态的可区分的阶段的数目,并且将该特定的阶段划分方案用于自动执行阶段划分以用于确定当前阶段。

12.根据权利要求11所述的机器可读载体,其特征在于,按照其上存储的计算机程序在计算机(2)上运行时所执行的用于自动评估失神EEG的方法,将被记录其EEG曲线的患者年龄的说明输入评估设备(1),并且由计算机(2)在考虑所输入的年龄说明的条件下执行对阶段划分方案的自动选择。

13.根据权利要求11所述的机器可读载体,其特征在于,按照其上存储的计算机程序在计算机(2)上运行时所执行的用于自动评估失神EEG的方法,计算机(2)在考虑所记录的EEG曲线和/或从中导出的数据的条件下执行对阶段划分方案的自动选择。

14.根据权利要求11至13中任一项所述的机器可读载体,其特征在于,按照其上存储的计算机程序在计算机(2)上运行时所执行的用于自动评估失神EEG的方法,与识别出能够与最小份额的低频信号分量组合的最小份额的高频信号分量的情况相比,在EEG曲线中识别出最小份额的低频信号分量和未识别出最小份额的高频信号分量的情况下选择具有较小数量的可区分的失神状态阶段的方案。

15.根据权利要求11至13中任一项所述的机器可读载体,其特征在于,按照其上存储的计算机程序在计算机(2)上运行时所执行的用于自动评估失神EEG的方法,计算机(2)首先从具有特定数量的可区分的失神状态阶段的第一方案出发,并且在EEG数据的数量足以进行评估的评估时刻,在识别出EEG曲线中的特定特性的条件下选择第二阶段划分方案,该第二阶段划分方案与第一方案相比具有更小或更大数量的可区分的失神状态阶段。

16.根据权利要求11至13中任一项所述的机器可读载体,其特征在于,按照其上存储的计算机程序在计算机(2)上运行时所执行的用于自动评估失神EEG的方法,作为EEG曲线的低频信号分量,至少评估 δ 带中的频率分量。

17.根据权利要求11至13中任一项所述的机器可读载体,其特征在于,按照其上存储的计算机程序在计算机(2)上运行时所执行的用于自动评估失神EEG的方法,由计算机(2)除了阶段划分的标准方案之外还选择具有更小数量的可区分的失神状态阶段的阶段划分来作为标准方案。

18.根据权利要求11至13中任一项所述的机器可读载体,其特征在于,按照其上存储的计算机程序在计算机(2)上运行时所执行的用于自动评估失神EEG的方法,根据所选的阶段划分方案来确定对EEG的发展状态的说明。

19.根据权利要求11至13中任一项所述的机器可读载体,其特征在于,按照其上存储的计算机程序在计算机(2)上运行时所执行的用于自动评估失神EEG的方法,对EEG曲线分析通过其它生物信号产生的曲线模式,并且若识别到至少一个这种曲线模式则检验是否应选择与未识别到这种曲线模式相比不同的阶段划分方案。

20.根据权利要求11至13中任一项所述的机器可读载体,其特征在于,按照其上存储的计算机程序在计算机(2)上运行时所执行的用于自动评估失神EEG的方法,借助伪影传感器(5)来确定所记录的EEG曲线中的运动伪影,并且借助所确定的运动伪影来校正EEG曲线和/或校正或抑制阶段划分和/或选择其它阶段划分方案。

用于自动评估失神EEG的计算机程序和评估设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种根据本发明所述的用于自动评估失神EEG的方法。本发明还涉及一种根据本发明所述的用于执行这种方法的计算机程序,以及一种根据本发明所述的用于评估失神EEG的评估设备。

背景技术

[0002] 总体上本发明涉及自动评估失神EEG的领域,如已经借助 W097/15013A2、W02010/034305A1或者W02010/034270A1描述过那样。在此,EEG是术语脑电图的缩写。在此,从EEG曲线中,即从患者的EEG 信号的时间上彼此相继地采集的值中借助计算方法、例如借助统计方法来执行EEG的类别划分,其中确定患者的失神状态的当前深度并且根据类别划分确定失神状态的当前阶段,以及输出该当前阶段。失神状态在此理解为患者的每个这样的状态,在该状态中,患者不能或仅能受限地与年龄对应地对话/接触,这会在患者不处于清醒状态时发生。

[0003] 典型的失神状态例如在麻醉时,例如手术期间或者在患者的其它镇静状态中出现。在此,通过馈送麻醉剂将患者麻醉或镇静。一般来说,麻醉和镇静是由于施用导致睡眠的药剂而引起的状态。如果重症患者获得了导致睡眠的药剂,则称为镇静。然而术语镇静不限于重症患者。当例如在诊断介入时患者获得了低剂量的导致睡眠的药剂,则也称作镇静。为此,例如给予待在静脉内施用的导致睡眠的药剂。替选地,可以在麻醉和镇静时使用易挥发的氟烷基麻醉剂,例如七氟烷。其可以随着剂量增大而触发抽搐可能性,这可以在相应的评估中在所记录的EEG曲线中被识别出并且可能可以淡出,如在之前的现有技术中已经阐述过那样。

[0004] 其它典型的失神状态例如在昏迷中出现,或者在重症护理中、即在重症室(重症EEG)中的许多其它状态中出现。重症患者可以具有不同的、能够影响脑功能的疾病。典型地,在EEG中随着脑功能衰减的增大而出现逐步的减慢。按照减慢的程度,可以区分不同的阶段,例如A至F。直至阶段F 的减慢可以通过例如新陈代谢紊乱、体温下降、缺氧而导致。

[0005] 一般来说,因此术语失神EEG或者失神状态包括这样的情况,其中在衰减的意义下患者的脑功能相对于正常状态改变。除了上面描述的减慢方案之外,在EEG中还会出现特别模式,例如椭圆形的活动。

[0006] 此外,所采集的EEG曲线通过人的逐步发展而经历一定的变化。特别明显的改变可以在年轻人、即孩童直至向成人年龄的过渡的发展中被确定。尤其是在生命第一年中,EEG曲线的发展很明显。

[0007] 从W097/15013A2中已知的是,人的EEG具有年龄相关的特性。为了更好的阶段划分而在那里建议从所存储的年龄相关的不同的分类函数中选出对于受试者年龄特定的分类函数。由此可以可靠地进行正确的阶段划分。

发明内容

[0008] 该已知的方法应该被进一步改进,以便尤其能够实现在很年轻的、在生命第一年内患者的情况下可靠地确定失神状态的当前阶段。

[0009] 该任务根据本发明通过用于自动评估失神EEG的方法来解决,其中由评估设备记录EEG曲线,并且借助评估设备的计算机评估该EEG曲线,其中,在评估中,借助计算机根据失神EEG的阶段划分来从EEG曲线中至少确定患者的失神阶段的当前阶段,其中在阶段划分中区分失神状态的深度的阶段,并且其中输出当前阶段,其中,由计算机从多个可选的阶段划分方案中选择特定的阶段划分方案,这些多个可选的阶段划分方案的区别在于失神状态的可区分的阶段的数量不同,并且将该特定的阶段划分方案用于自动执行阶段划分以确定当前阶段。本发明的优点是,可以对失神EEG执行发展或年龄匹配的阶段划分,并且可以向用户显示相应匹配的信息。该信息可以以高可靠度被确定。于是,尤其可以灵活地匹配于很年轻的患者。在新生儿或者很小的孩童的情况下,如较新的知识所示出的,仅很少的失神EEG阶段是可区分的。根据大脑的成熟度,可区分的阶段的数量增大。

[0010] 评估设备例如可以构建为紧凑的设备,其布置在患者附近。评估设备也可以构建为由多个部件组成的设备,其中,部件也可以分布式地布置,例如布置在建筑物的不同房间中。于是,评估设备例如可以具有用于记录EEG 曲线的数据记录站和远离其布置的计算机,例如重症站上的用于在线评估 EEG曲线的中央计算机或者用于离线评估EEG曲线的计算机。

[0011] 根据本发明的一个有利的改进方案设有,在失神状态开始后检验EEG 曲线是否具有特定的特征,借助其可以决定继续适用哪个阶段划分方案。因此,可以一次性地在失神状态开始后不久就从多个可选的阶段划分方案中选择特定的方案。也可以的是,在失神状态期间继续分析EEG曲线以找出可以用以选择阶段划分方案的特征,并且在以后的运行中可能从曾经选择的方案又转换到另一所选的方案。

[0012] 在此根据所选的阶段划分方案来输出失神状态的特定的当前阶段,例如方法是,将其经由评估设备的接口传输至另一设备,或者直接在评估设备上可视地示出其,例如在显示器上。根据本发明的一个有利的改进方案,还输出关于当前所选的阶段划分方案的信息,例如通过输出至所提及的接口或者在评估设备上的可视示出。这允许评估设备的用户快速和直观地估计所输出的数据。

[0013] 为了借助计算机评估EEG曲线和失神EEG的阶段划分,考虑不同的方法和算法,下面示例性地阐述其中几个。

[0014] 脑电图是一种用于示出脑所产生的电活动的方法。在常规方法中,借助多通道书写工具在连续纸上记录EEG。越来越多地也借助计算机进行记录。

[0015] 脑电图(EEG)中的波形的组成取决于大脑的功能状态。在患者中在手术和重症区域中出现的EEG图是多样性的并且会受到大量内部和外部因素影响。除了正常的清醒EEG外,例如借助睡眠EEG的元素来计算药剂和其它从外部馈送的化学物质的效果、通风导致的和新陈代谢的影响、温度效果、外伤型脑损伤的后果以及发炎的、血管的、退化型的和肿瘤导致的EEG变化。

[0016] 将在EEG中出现的波对应于如下频率范围: α (7.5-12.5Hz)、 β (>12.5 Hz)、 θ (3.5-7.5Hz) 和 δ (0.5-3.5Hz)。此外,可以限制出次 δ (<0.5 Hz) 和 γ 带(>30 Hz)。在诊断时,将频率范围中的波在其幅度、频度、规律性、时间划分、位置分配和受刺激时的变化方面进行描述。

以 μV 为单位测量EEG 幅度。高频波通常具有较小的幅度,而减慢通常与幅度增大相关联。

[0017] 为了区分睡眠、麻醉或昏迷EEG阶段,Kugler提出了一种EEG划分,其中用A标记清醒状态并且用字母B至F标记在脑功能逐步衰减情况下的 EEG图像。为了评估EEG曲线,考虑在特定频率范围和典型模式中的波的频度和幅度。

[0018] 清醒EEG,即阶段A,在多个成人的情况下通过 α 频率范围中的波来表征。阶段B通过具有快速频率和低幅度的波来表征。在阶段C和D中出现 θ 和 δ 波。在阶段E中,高幅度的 δ 活动确定曲线图。阶段F通过平的至等电位的曲线延伸和更高阶波组的变换、爆发抑制模式来表征,或者通过连续的非常平的活动来表征。

[0019] 常规EEG的导出是相对麻烦的。判读需要特殊的知识和经验。可以通过记录原始信号和EEG谱分析来实现更好地评估动态地发生的EEG变化。为了计算EEG功率谱,对于限定的时间段使EEG信号在模数转换之后经历例如快速傅里叶变换(FFT)。借助傅里叶变换将EEG的波形图分解为作为基础的谐波分量,所发生的是从时域到频域的转换。谐波分量的幅度平方形成功率谱。在EEG功率谱中,可以读取在时间信号中出现的频率。然而这些说明也需要判读,以便推断出EEG阶段并且由此推断出脑功能状态。

[0020] 对傅里叶变换结果的进一步处理包括提取所谓的谱参数以及进一步进行的统计学计算。属于可以从谱中导出的参数的例如有总功率以及不同频带中的绝对和相对的功率。其它常用参数是中值、频谱边界频率和主频率。中值是将谱的面积二等分的频率。频谱边界频率通常定义为95%分位数,即谱的总功率的95%位于该频率以下。主频率是具有最大功率的主频率。

[0021] 借助功率谱可以纵览性地示出EEG区段的频率分布。特殊模式,诸如爆发抑制阶段或痉挛电位,却通常不能从谱中被推断出。

[0022] 用于快速计算功率谱的方法是快速傅里叶变换(FFT)。

[0023] 用于分析时域中的EEG信号的一个可能性是确定自回归参数。自回归 (AR) 参数是得自时域的参量。将在特定时刻的测量值示出为其历史值与随机分量的加权和。该加权和是AR参数。AR过程的通式为:

$$[0024] \quad Y_t = a_1 * Y_{t-1} + \dots + a_p * Y_{t-p} + e_t$$

[0025] 在此, Y_t 是时刻 t 的测量值, $a_i, i=1, \dots, p$ 是AR参数并且 e_t 是具有均值0和对于所有时刻 t 的恒定方差的独立随机分量。字母 p 表示过程的阶,即所考虑的历史值的数目。模型参数可以借助Yule-Walker等式来估计。为了确定模型的阶和检查模型品质,通常使用Box和Jenkins的方法。Kay和 Marple给出了对其它评估方法和模型类别的纵览。

[0026] 用于表征EEG测量的一个常用方法是计算特殊的EEG参数,其是由 Hjorth提出和根据其命名的。在此涉及三个参数,是活动、灵活性和复杂性。Hjorth参数是根据EEG信号的方差及其一阶和二阶导数来计算的。替选地,也可以在频率范围中,即借助谱分析来计算Hjorth参数。

[0027] 活动对应于信号的总功率并且由此是对于EEG测量的幅度大小的度量。灵活性可以被理解为对于平均频率的度量,复杂性可以被理解为对于信号变化度的度量。

[0028] 除了谱参数和纯粹的AR参数之外,还可以组合地确定例如谱参数、AR参数、Hjorth参数或者还有混沌参数和/或其它参数。

[0029] 适于在谱参数和/或AR参数和/或Hjorth参数和/或混沌参数和/或其它参数的基

础上借助多变量分类函数来分类EEG数据的例如是判别分析方法或神经网络。

[0030] 判别分析分类方法适合于将对象借助一系列突出的特征而对应于多个限定的组之一。在失神EEG阶段划分中,EEG区段形成待分类的对象,其通过谱参数和/或AR参数和/或Hjorth参数和/或混沌参数来表征。为了计算合适的分类函数而存在一系列方法,其中可以区分参数型和非参数型方法。借助对象的样本,对于所述对象来说组属性是已知的,可以基于所观察的特征值来导出分类函数。

[0031] 在参数型方法中,假设,所观察的不同组中的特征向量遵循多变量正态分布。线性判别分析的前提是各个组中协方差矩阵的相同性,平方的判别分析能够实现考虑组的不同协方差矩阵。将Mahalanobis距离用作距离度量,其示出了观察矩阵至组平均值的加权的距离。然后将对象与这样的组对应,在该组中,Mahalanobis距离的与所选的方法关联的函数是最小的。

[0032] 如果特征向量的分布是未知或非正态分布的,则将非参数型方法用于导出分类规则。一个直观的方法是k近邻方法。在此,计算出待分类的特征向量与可用的样本的所有其它特征向量的距离,之后将大小分级和确定具有k 最小距离的观察矢量,其中,必须事先规定所考虑的值的数目k。然后确定这些k值属于哪些组以及确定其在各个组中的测量总数上的份额。然后进行与其中该份额最大的组的对应。

[0033] 该非参数型方法要求相对于参数型方法而言提高的计算开销,因为为了分类对象而必须回溯整个原始数据组,而在参数型方法中,在分类函数中使用一个对象的特征值。

[0034] 为了评估分类方法的品质,可以考虑相关的出错率,其中,出错率理解为错误分类函数的份额。一个用于估计出错率的可能性在于重新分类数据。然而这样确定的出错率提供了对真实出错率的太积极的估计。当借助独立数据组检验分类函数时,给出了对出错率更现实的估计。这可以通过将给出的数据组划分为用于导出分类法则的训练数据组和用于验证分类的测试数据组来实现。数据划分的一个极端形式在于所谓的交叉验证或者留一法。在此,分别将一个观察物从数据组中取出并且根据从留下的数据中计算出的判别函数来进行分类。

[0035] 如果存在大量潜在特征用于导出判别函数,则可以借助合适的分步方法来确定保证了组的最可能的分离的那些参数。为了该目的,在文献中提出了一系列方法,例如逐步地将参数纳入评估,这些参数根据Wilks Lambda分别为分组提供了最大的贡献。

[0036] 麻醉或重症EEG的阶段划分可以按照Kugler进行,如所提及的那样,用A标记清醒状态并且用F标记脑功能的很深的衰减。中间阶段B至E在此还可以进一步划分,如W097/15013A2中的表1所示的。还可能的是,替代分类标识A至F例如使用具有数字例如100至0的标度。

[0037] 当从所存储的不同的年龄相关的分类函数中选出对于受试者年龄特定的分类函数时,实现对阶段划分的进一步改进。所发现的是,人的EEG具有年龄相关的特性。简言之,成人的频谱随着年龄增长在清醒状态中移向较低频,而在麻醉期间例如 δ 功率减小。通过考虑年龄特定的分类函数,可以可靠地进行正确的阶段划分。

[0038] 根据本发明的一个有利的扩展将对EEG曲线被记录的患者的年龄的说明输入到评估设备中。由计算机在考虑所输入的年龄说明的条件下自动选择阶段划分方案。这样做的优点是,通过手动输入患者年龄可以限制阶段划分的可能被考虑的待选方案的范围。然而

已经表明,仅基于年龄说明的对待选阶段划分方案的唯一规定通常不会引起令人满意的结果,因为人和其脑会年龄相关地不同发展并且因此不能定义特定的年龄限制,在所述年龄限制中,在EEG曲线中例如可以进行在成人的情况下常见的到阶段A至F的划分。调查示出,这种阶段划分大约从半岁起是可能的,然而年龄差异是较大的。在很小的孩童的情况下因此有利的是以较小区分的阶段划分为基础。

[0039] 根据本发明的一个有利的改进方案,由计算机在考虑所记录的EEG曲线和/或从中导出的数据的条件下执行对阶段划分方案的自动选择。这具有的优点是,可以自动地、即根据反正会记录的曲线可靠选择合适的阶段划分方案,从而进一步简化对评估设备的使用。对所记录的EEG曲线的考虑例如可以进行,使得可以对EEG曲线来检查特定的特征性曲线模式或者特定的统计学数据,这些特征性曲线模式或者特定的统计学数据可以从曲线中得出的并且是对于特定的EEG发展状态有特征性的。于是可以例如根据 EEG曲线的幅度数据、频率数据和/或幅度和/或频率的均值或时间曲线来选择阶段划分方案。

[0040] 根据本发明的一个有利的改进方案,与在EEG曲线中识别出可以与特定的最小份额低频信号分量组合的最小份额高频信号分量的情况相比,在识别出特定最小份额低频信号分量和未识别出特定最小份额高频信号分量的情况下选择具有失神状态的较小数量的不同阶段的方案。以该方式例如可以在EEG中主要示出具有相应低频信号分量的缓慢波形图的童年患者的情况下选择合适的、具有可区分的阶段的阶段划分方案。在由EEG曲线中的多个高频信号分量表征的较年长患者中,可以选择具有合适的、更精细区分的阶段划分的方案。

[0041] 在麻醉剂/镇静剂的影响下会出现 δ 波作为低频信号分量。如果这些低频波与作为麻醉剂作用来表达的高频波的最小份额叠加,则可以做出判断,即涉及差异化EEG。相应地可以选择具有更大数目的可区分的失神状态阶段的方案。如果EEG仅由低频波构成,则应该选择具有更小数目的可区分阶段的方案。

[0042] 如果在年幼孩童情况下在测量曲线中出现具有少的或不存在的低频信号分量的份额的高频活动,如在较大一些的孩童或成人情况下在阶段B和C 中典型的那样,则可以选择具有更大数目的可区分的失神状态阶段的方案。

[0043] 根据本发明的一个有利的改进方案,在EEG曲线中识别出特定份额的高频信号分量的情况下可以选择具有更大数目的可区分的失神状态阶段的方案。然而,在“未识别出最小份额的低频信号分量”成立而“识别出特定份额的高频信号分量”不成立的情况下,不选择具有更大数目的可区分的失神状态阶段的方案,因为可能涉及几乎完全或完全抑制型EEG(具有零线的“阶段F”)。

[0044] 根据本发明的一个有利的改进方案,计算机首先从具有特定数目的可区分的失神状态阶段的第一方案出发,并且在存在足够数量的EEG数据的评估时刻,在识别出EEG曲线中的特定特性的情况下选择第二阶段划分方案,其与第一方案相比具有更小或更大数目的可区分的失神状态阶段。因此,例如可以在识别出EEG曲线中的最小份额的低频信号分量的情况下选择阶段划分第二方案。如果未发生选择条件,所述选择条件即识别出特定的特性,则计算机例如还可以应用第一方案或者将第一方案用作用于自动执行阶段划分的方案。于是,作为第一方案,可以使用例如用于成人的阶段划分方案,例如具有阶段划分A至F,或者具有阶段 $A_0, A_1, A_2, B_0, B_1, B_2, C_0, C_1, C_2, D_0, D_1, D_2, E$ 和F的更细致的划分,如在W097/15013A2

的表1中描述那样。阶段划分第二方案例如可以划分为阶段A、E和F。之前提及的阶段划分与第一和第二方案的对应也可以反转。

[0045] 为了规定计算机首先从其出发的第一方案,也可以使用所输入的对患者的年龄说明。在很小的孩童、尤其在新生儿或早产儿的情况下,认为首先能够使用具有减少的阶段数目的阶段划分。这在所有在出生头2至3个月的孩童的情况下成立,如当前的自己的EEG分析显示那样。在相应的年龄说明的情况下,评估设备并不从标准划分A、B...F或100至0出发,而是从具有减少的阶段划分的方案出发。在较大的孩童的情况下,评估设备可以首先从具有更大数量的可区分阶段的方案出发,然后在测量期间可能转换至具有较小数量的可区分的阶段的方案。

[0046] 根据本发明的有利的改进方案,至少将 δ 带中的频率分量评估为EEG 曲线的低频的信号分量。此外,还可以将具有 δ 带以下的频率的频率分量评估为低频的信号分量。在本发明的改进方案中,可以将具有在 δ 带以上的频率的频率分量评估为高频的信号分量。

[0047] 作为用于自动选择阶段划分方案的另一标准,可以关于在爆发抑制模式或者抑制型EEG中的所谓的抑制路径方面来评估EEG曲线。在此,将爆发理解为在EEG曲线中的信号波的序列。EEG曲线中的抑制路径是曲线段,其中不出现爆发并且信号具有相比于爆发的信号波而言平的曲线。相邻爆发之间的区段称为抑制路径。根据本发明的一个有利的改进方案,在评估EEG 曲线时可以执行对爆发抑制模式的识别,并且在EEG曲线中出现爆发抑制模式的预定的特性时选择这样的阶段划分方案,其相比于其它情况下选择的阶段划分方案具有更小数目的可区分的失神状态阶段。作为爆发抑制模式的特性,例如可以考虑抑制路径的长度或者爆发抑制率(BSR)。爆发抑制率说明了多少百分比的EEG曲线段是由抑制路径构成的。此外,可以将为爆发间距的度量的爆发间隔(IBE)考虑为特性。

[0048] 根据本发明的一个有利的改进方案,除了阶段划分标准方案外还可以由计算机选择其它的方案或者根据患者的发展阶段而选择多个其它的阶段划分方案,尤其是具有更小数目的可区分的失神状态阶段的阶段划分来作为标准方案。这允许特别良好地匹配于EEG发展状态的阶段划分。

[0049] 有利地,尤其记录EEG数据,直至引入失神状态后的评估点。由此,避免了通过还在清醒状态中记录的EEG数据而导致在选择正确的阶段划分方案时产生可能的混淆。调查显示,实际上不可能借助清醒EEG来评估失神EEG的发展相关的阶段划分。

[0050] 根据本发明的一个有利的改进方案,根据所选的阶段划分方案确定了对 EEG发展状态的说明。这些对于EEG发展状态的说明在评估设备内部还可以使用,以便据此影响对EEG信号的特定的进一步评估或者EEG信号的分析的分类函数。也可以输出对于EEG发展状态的说明,例如经由评估设备的接口输出至其它设备或者可视地示出,例如在评估设备的显示器上。

[0051] 根据本发明的一个有利的改进方案,可以对EEG曲线分析通过其它生物信号产生的曲线模式,并且在识别出至少一个这种曲线模式的条件下检查是否应选择与未识别出这种曲线模式相比不同的阶段划分方案。以该方式例如可以检测来自外部的信号干扰、伪影、尤其是运动伪影以及癫痫潜伏,并且将其不仅对于选择阶段划分方案而且还对于实际的阶段分类、即分类函数而予以考虑。

[0052] 根据本发明的一个有利的改进方案,借助可以连接于评估设备的伪影传感器来确

定所记录的EEG曲线中的运动伪影,并且根据所确定的运动伪影校正EEG曲线和/或校正和/或抑制阶段划分和/或选择其它阶段划分方案。这种伪影传感器例如可以构建为EEG电极的变形传感器。这种变形传感器可以包括电容,其可以通过变形而改变以及将其电容变化与EEG电极的变形关联。

[0053] 为了确定失神状态的当前阶段和/或为了选择待使用的阶段划分方案,可以直接使用EEG曲线或者从中导出的数据。于是例如可以通过傅里叶分析或类似的分析确定频率分量。可以以统计学方式评估幅度值。也可以确定幅度积分的EEG。幅度积分的EEG是EEG区段的幅度的时间压缩示图。在计算幅度积分的EEG时,例如可以强烈地滤波、整流和平滑EEG信号。

[0054] 开头提到的任务根据本发明还通过具有程序代码装置的计算机程序解决,其构建为用于当计算机程序在计算机上运行时执行之前描述类型的方法。计算机程序尤其可以在之前阐述的评估设备的计算机上运行。在此,计算机程序可以存储在机器可读载体上,例如在CD或DVD、存储棒或者在因特网服务器或者在评估设备的存储介质上。

[0055] 开头提到的任务根据本发明还通过用于评估失神EEG的评估设备解决,其中,评估设备具有至少一个计算机、EEG信号采集装置和输出装置,其中,评估设备构建为用于执行之前描述类型的方法。于是,评估设备例如可以构建为通过由计算机执行之前描述类型的计算机程序,实施该方法。输出装置例如可以是评估设备的接口或者是用于可视地显示的装置,例如显示器。

附图说明

[0056] 下面在使用附图的条件下根据实施例详细阐明本发明。其中:

[0057] 图1示出了在记录EEG情况下的评估设备,以及

[0058] 图2示出了通过评估设备记录的EEG曲线和从中导出的数据,以及

[0059] 图3示出了在评估设备中评估失神EEG的流程。

[0060] 在附图中将相同的附图标记用于相互对应的元件。

具体实施方式

[0061] 图1示出了用于评估失神EEG的评估设备1。评估设备1具有在评估设备中例如布置在中央平台上的计算机2,其例如可以构建为微处理器或微控制器。评估设备1还具有显示装置3,其例如是显示器。在显示装置3上可以图形示出曲线走向或者反映其它采集的或从中确定的数据。评估设备1 还具有电端子4,其用于连接EEG电极7,例如经由插塞连接器。

[0062] 在图1中示出了,多个EEG电极7如何布置在患者的头部上。EEG电极7经由缆线6与评估设备1的电端子4连接,该缆线6在评估设备附近综合成共同的缆线绳5。共同的缆线绳5例如可以通过在评估缆线之间存在的电容值而用作识别运动伪影的一个或多个伪影传感器。为此,在评估设备1 中将用于采集电容的采集装置设在缆线绳5的线路6之间。

[0063] 图2示例性地示出典型的、在评估设备1的显示装置3上输出的数据。在上面的窗中,例如可以将如被EEG传感器7所记录的一个或多个EEG曲线10示出为时间曲线。在显示区域11中,可以示出失神状态的当前阶段,如其被计算机2通过评估EEG曲线所确定的那样。在显示区域12中,可以附加地将麻醉或镇静深度作为在0至100的范围中的无量纲数字输出。

[0064] 在时间图表右下方,可以将所确定的阶段的时间曲线如在区域11中示出那样给出为曲线14。在图表的纵轴上,在区域13中反映了所选的阶段划分图案的不同的阶段A至F。说明A至F表示成人患者情况下的阶段划分。在发展较少的EEG,例如在很小的孩童的情况下,在区域13中于是基于计算机选择的另一阶段划分方案而进行另一输出,例如仅字母A、E和F。也可能的是,替代分类标识A至F例如使用具有数字的标度,例如100至0。

[0065] 下面的表示出了在分类标识A至F和具有数字的标度(指数值)之间的对应。

[0066]

阶段	指数	主导的 EEG 特性
A	100-95	α 波
B ₀	94-90	β 波、 θ 波
B ₁	89-85	
B ₂	84-80	
C ₀	79-75	增大量的 θ 波
C ₁	74-70	
C ₂	69-65	
D ₀	64-57	增大量的 δ 波
D ₁	56-47	
D ₂	46-37	
E ₀	36-27	连续的高 δ 波
E ₁	26-20	
E ₂	19-13	向爆发抑制模式的过渡
F ₀	12-5	爆发抑制模式

[0067]

F ₁	4-0	连续的 EEG 抑制
----------------	-----	------------

[0068] 如已经阐述的,在具有不成熟的EEG的孩童的情况下应该使用具有较少阶段的阶段划分(在此例如为A、E、F)。指数值100-0可以匹配于减少的阶段划分(将使用整个指数范围100-0),或者可以使用指数范围100-0的仅一部分,例如仅使用范围100-95和范围36-0。

[0069] 图3示出了在由计算机2自动评估EEG曲线时的流程。在图3中反映的框20、21、22、23、24、25在此说明了特定的评估函数或算法,其在计算机2上运行。于是框20、21、22、23、24、25例如可以构建为由计算机2运行的程序片段、程序模块或者计算机程序的子程序。

[0070] 在框20中实现读入EEG曲线。在随后的框21中例如通过傅里叶变换来进行对EEG曲线的信号分析,确定功率谱和/或幅度积分的EEG。在随后的框22中,根据一个或多个下面还要阐述的标准来从多个可选的方案26中选择待使用的阶段划分方案。例如,通过三个框26示出三个可选的方案,计算机2在框22中选取其中一个。

[0071] 在随后的框23中,选择分类函数以用于随后待执行的对EEG曲线的分类和用于根据失神EEG的阶段划分来确定当前的阶段。例如示出了,计算机在框23中可以选择三个可选的分类函数27之一。在随后的框24中然后根据所选的分类函数评估EEG曲线或者从中确定的数据,使得在应用在框 22中选择的阶段划分方案的条件下执行失神EEG的阶段划分。在随后的框 25中,可能除了其它数据外还输出所确定的失神状态的当前阶段。

[0072] 在框22中,可以根据事先输入的被记录EEG曲线的患者的年龄,根据所记录的EEG曲线和/或从中导出的数据本身和/或根据事先选择的阶段划分方案,从可用的方案26中选择待用的阶段划分方案,如之前详细阐述过那样。尤其为此可以在引入失神状态后使用EEG曲线。以该方式可以进行与EEG发展或患者发展或其年龄相匹配的阶段划分。类似于此,可以在框 23中从可用的分类函数27中相应匹配地选择分类函数。在框23中进行选择的标准可以是一个或多个之前提及的标准。

[0073] 相应地,在框24中进行匹配于患者的年龄和发展状态这两个方面的失神EEG的阶段划分。通过在框23中选择合适的分类函数,在EEG曲线的进一步评估方面优化阶段划分。在此,并不像在已知的评估设备中那样总是用同一阶段划分方案来分类从中获得的数据,而是可变地根据在框22中所选的并且对于患者的相应的年龄或发展状态优化过的阶段划分方案来进行分类。于是例如在成人患者的情况下对于分类函数选择“成人算法”。在此确定的结果然后根据所选的阶段划分方案而被分类为六个阶段A至F中的一个。在很小的孩童的情况下将“孩童算法”用作分类函数。对于阶段划分,使用带有例如仅三个可区分阶段的较粗略的方案。

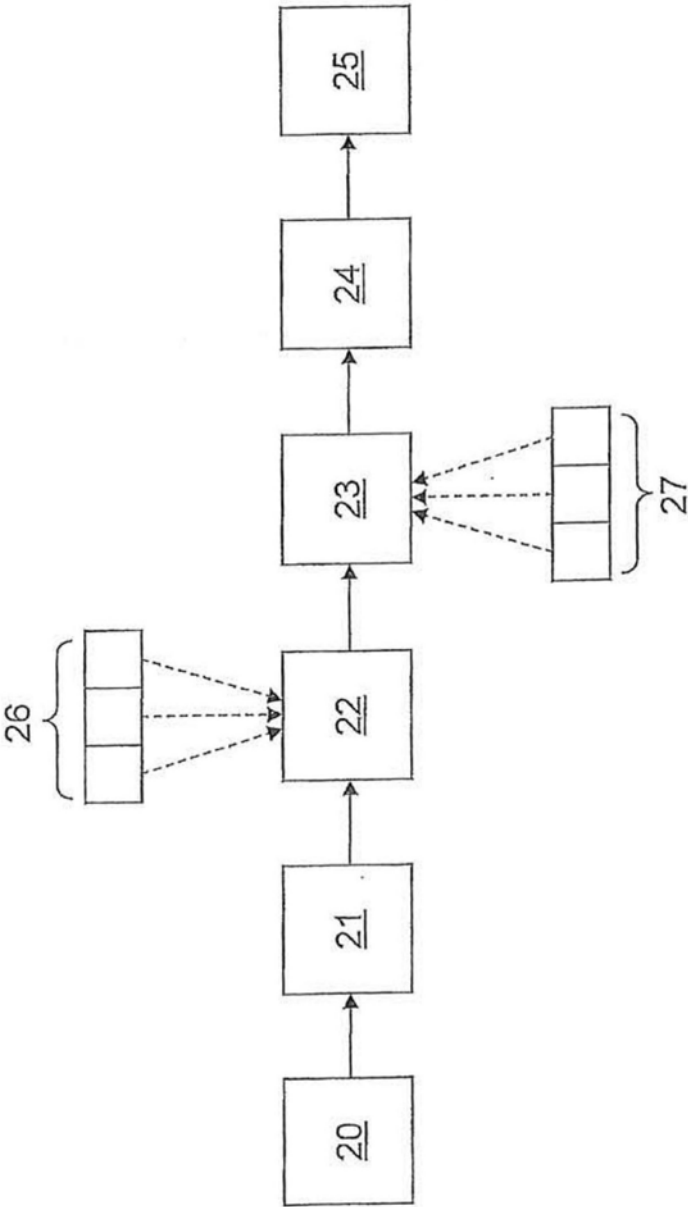


图3

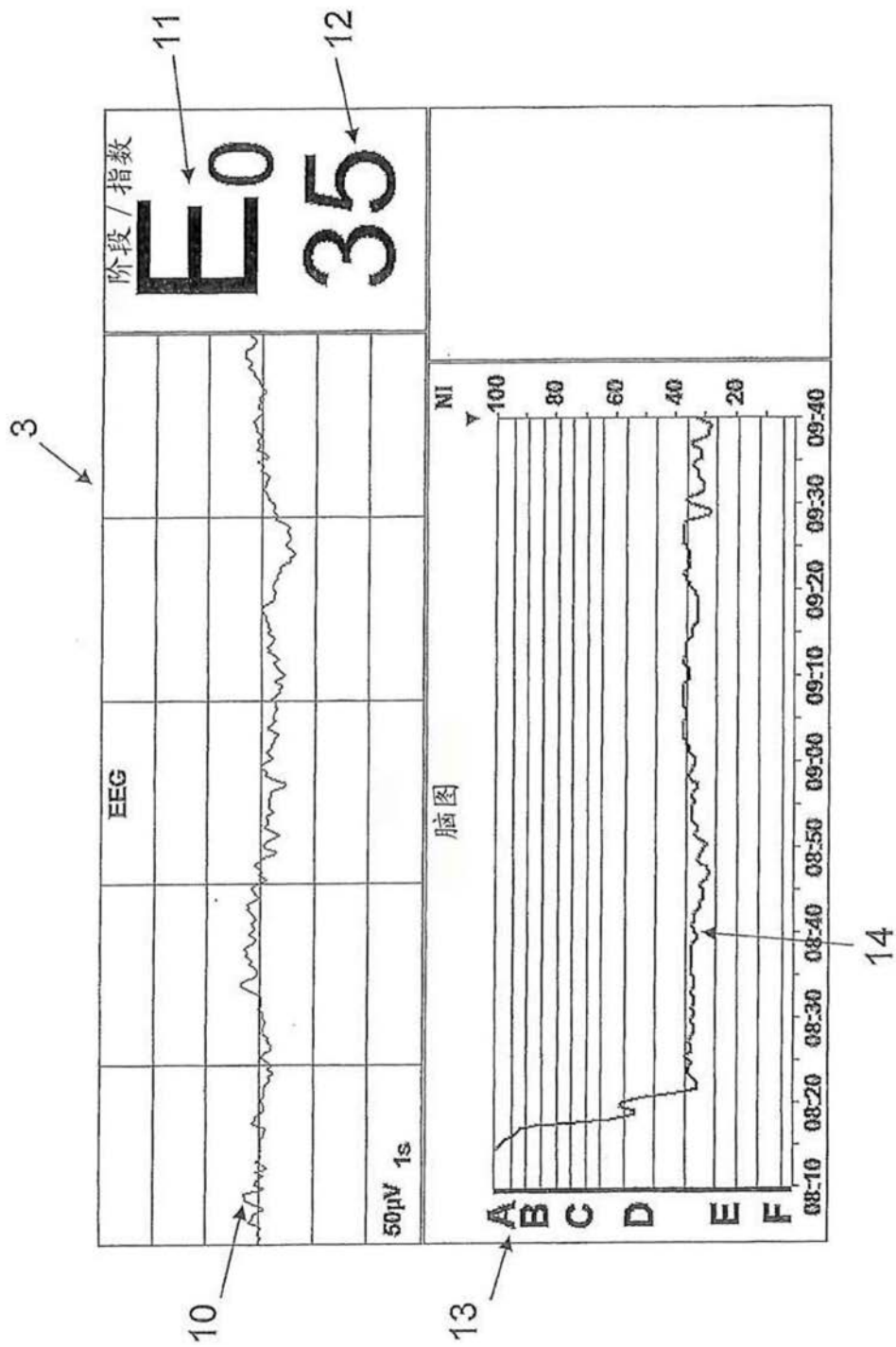


图2

专利名称(译)	用于自动评估失神EEG的计算机程序和评估设备		
公开(公告)号	CN105636515B	公开(公告)日	2018-08-28
申请号	CN201580002191.8	申请日	2015-01-27
[标]发明人	阿瑟舒尔茨		
发明人	阿瑟.舒尔茨		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0476 A61B5/4094 A61B5/721 A61B5/7264 G16H50/20 A61B5/00		
代理人(译)	熊雪梅		
审查员(译)	余红敏		
优先权	102014101814 2014-02-13 DE		
其他公开文献	CN105636515A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于自动评估失神EEG的方法，其中由评估设备记录EEG曲线并且借助评估设备的计算机评估该EEG曲线，其中，在评估中借助计算机根据失神EEG的阶段划分从该EEG曲线中至少确定失神状态的当前阶段，其中，在阶段划分中区分失神状态的深度阶段，以及其中输出当前阶段，其中，由计算机从多个可选的阶段划分方案中选出特定的阶段划分方案，这些阶段划分方案的区别在于失神状态的可区分的阶段的数目，并且将该特定的阶段划分方案用于自动执行阶段划分以用于确定当前阶段。本发明还涉及一种用于执行这种方法的计算机程序以及一种用于评估失神EEG的评估设备。

