



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107683103 A

(43)申请公布日 2018.02.09

(21)申请号 201680031314.5

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(22)申请日 2016.05.26

代理人 孟杰雄 王英

(30)优先权数据

15170281.8 2015.06.02 EP

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/048(2006.01)

2017.11.29

A61B 5/11(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/061880 2016.05.26

A61B 5/16(2006.01)

G06F 19/00(2018.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/193106 EN 2016.12.08

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 J·J·G·德弗里斯

M·A·韦弗斯-阿尔布

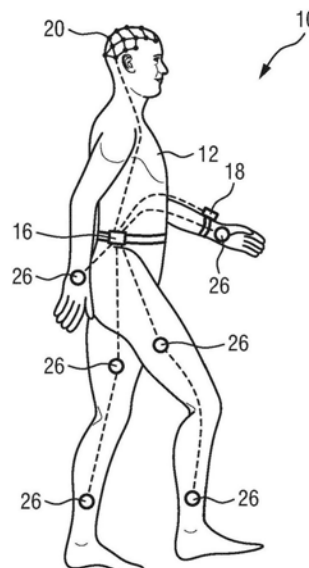
权利要求书2页 说明书10页 附图6页

## (54)发明名称

用于支持老年的、体弱的和/或患病的人的系统

## (57)摘要

本发明涉及一种用于支持老年的、体弱的和/或患病的人(12)的系统(10),尤其是用于支持患有帕金森症的人的系统,其中,所述系统(10)包括:检测单元(14),其包括(i)用于检测与所述人(12)的脑活动有关的脑活动信号的脑活动传感器(20)和(ii)用于检测与所述人(12)的一个或多个身体部分的运动有关的运动信号的运动检测单元(22);分析单元(16),其用于基于检测到的脑活动信号和运动信号来确定所述人(12)的活动水平,所述人的所述活动水平指示所述人(12)的肌肉运动和认知活动;以及反馈单元(18),其用于在所述人(12)的所述活动水平超过预定阈值的情况下为所述人(12)提供反馈。



1. 一种用于支持老年的、体弱的和/或患病的人(12)的系统(10),尤其是用于支持患有帕金森症的人的系统,其中,所述系统(10)包括:

-检测单元(14),其包括(i)用于检测与所述人(12)的脑活动有关的脑活动信号的脑活动传感器(20)和(ii)用于检测与所述人(12)的一个或多个身体部分的运动有关的运动信号的运动检测单元(22);

-分析单元(16),其用于基于检测到的脑活动信号和运动信号来确定所述人(12)的活动水平,所述人的所述活动水平指示所述人(12)正在同时执行多少项不同的肌肉运动和认知任务;以及

-反馈单元(18),其用于在所述人(12)的所述活动水平超过预定阈值的情况下为所述人(12)提供反馈。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述脑活动信号包括其中每个均与所述人(12)的脑的不同区域中的所述脑活动有关的多个不同信号分量,其中,所述分析单元(16)被配置为通过分析所述不同信号分量来确定所述人(12)的所述活动水平,以便估计所述人(12)正在同时执行多少项不同的肌肉运动和认知任务。

3. 根据权利要求2所述的系统,其中,所述分析单元(16)被配置为在所述不同信号分量中的与所述人(12)的所述脑的第一区域(32-38)中的所述脑活动有关的第一信号分量指示所述第一区域(32-38)中的脑活动在第一预定脑活动水平之上的情况下认为所述人(12)的所述活动水平超过所述预定阈值并操控所述反馈单元(18)提供所述反馈。

4. 根据权利要求2所述的系统,其中,所述分析单元(16)被配置为在以下情况下认为所述人(12)的所述活动水平超过所述预定阈值并操控所述反馈单元(18)提供所述反馈:所述不同信号分量中的与所述人(12)的所述脑的第一区域(32-38)中的所述脑活动有关的第一信号分量指示所述第一区域(32-38)中的脑活动在第一预定脑活动水平之上,并且同时地,所述不同信号分量中的与所述人(12)的所述脑的第二区域(32-38)中的所述脑活动有关的第二信号分量指示所述第二区域(32-38)中的脑活动在第二预定脑活动水平之上。

5. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述脑活动传感器(20)是EEG传感器,并且所述脑活动信号是EEG信号(48),并且其中,所述分析单元(16)被配置为通过在频域中分析在所述EEG信号(48)的频谱的一个或多个范围(40-46)内的所述EEG信号(48)来确定所述人(12)的所述活动水平。

6. 根据权利要求5所述的系统,其中,所述分析单元(16)被配置为分析以下中的至少一个:(i)所述EEG信号(48)的整个频谱中的信号功率、(ii)所述EEG信号(48)的 $\alpha$ 带(44)中的信号功率以及(iii)所述EEG信号(48)的 $\beta$ 带(46)中的信号功率。

7. 根据权利要求6所述的系统,其中,所述分析单元(16)被配置为在以下情况中的至少一种下认为所述人(12)的所述活动水平超过所述预定阈值并操控所述反馈单元(18)提供所述反馈:(i)所述EEG信号(48)的所述整个频谱中的所述信号功率在第一阈值之上、(ii)所述EEG信号(48)的所述 $\alpha$ 带(44)中的所述信号功率在第二阈值之下和/或(iii)所述EEG信号(48)的所述 $\beta$ 带(46)中的所述信号功率在第三阈值之上。

8. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述分析单元(16)被配置为基于所述检测到的脑活动信号和运动信号来确定所述人(12)是否正在行走,并且其中,所述分析单元(16)被配置为在基于所述检测到的脑活动信号和运动信号确定了所述人正在行走并同时执行额外

的肌肉运动和/或认知任务的情况下认为所述人(12)的所述活动水平超过所述预定阈值并操控所述反馈单元(18)提供所述反馈。

9. 根据权利要求1所述的系统,还包括用于存储参考脑活动信号和/或参考运动信号的存储器单元(50),并且其中,所述分析单元(16)被配置为通过分别比较所述检测到的脑活动信号和运动信号与所述参考脑活动信号和/或参考运动信号来确定所述人的所述活动水平。

10. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述运动检测单元(22)包括一个或多个加速度计(26)。

11. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述运动检测单元(22)包括光学运动传感器(28)。

12. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述运动检测单元(22)包括肌电图传感器。

13. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述反馈单元(18)包括以下中的至少一种:(i)用于为所述人(12)提供音响反馈的扬声器、(ii)用于为所述人(12)提供视觉反馈的显示器或光致动器以及(iii)用于为所述人(12)提供触觉反馈的触觉致动器。

14. 一种用于支持老年的、体弱的和/或患病的人(12)的方法,尤其是用于支持患有帕金森症的人的方法,其中,所述方法包括以下步骤:

-接收与所述人(12)的脑活动有关的脑活动信号,并且(ii)接收与所述人(12)的一个或多个身体部分的运动有关的运动信号;

-基于检测到的脑活动信号和运动信号来确定所述人(12)的活动水平,所述人的所述活动水平指示所述人(12)正在同时执行多少项不同的肌肉运动和认知任务;并且

-在所述人(12)的所述活动水平超过预定阈值的情况下为所述人(12)提供反馈。

15. 一种包括程序代码模块的计算机程序,所述程序代码模块用于当所述计算机程序在计算机上被执行时使计算机执行根据权利要求14所述的方法的步骤。

## 用于支持老年的、体弱的和/或患病的人的系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及用于支持老年的、体弱的和/或患病的人的系统。尤其地,所提出的系统聚焦于支持患有帕金森症的人。此外,本发明还涉及对应的方法并且涉及用于执行所述方法的对应的计算机程序。

### 背景技术

[0002] 一些人(尤其是老年的、体弱的或身体受损的人)需要保持活动,但是在身体活动期间遇到困难。在像行走的身体活动期间,他们有跌倒的风险。

[0003] 独立执行“平时的”日常任务的能力不仅取决于个人的年龄,而且还取决于可能在一定程度上影响行走能力的各种障碍。这样的障碍可能不仅影响行走能力和执行其他肌肉运动任务的能力,可能还会影响这样的人的认知能力。

[0004] 患有帕金森症的人特别关心上面提到的问题。对于患有帕金森症的患者来说,跌倒的风险是特别高的,这是因为他们的肌肉运动和认知能力随着疾病的发展而下降。这些跌倒事件的主要原因是患者试图一次做两件事情,这使他们的认知和肌肉运动能力超负荷,以至于无法处理由这样的所谓的同时任务的复杂性所强加于他们的增加的工作负荷。

[0005] 有各种研究清楚地表明在针对患有帕金森症的患者同时任务的情况下行走能力会受损。例如,Bond,J.M.的“Goal-Directed Secondary Motor Tasks:Their Effects on Gait in Subjects with Parkinson's disease”(Arch Phys Med Rehabil,第81卷,2000年1月,第110-116页)报道了“同时执行两项任务的困难是突发性帕金森症(PD)中的频繁的且非常虚弱的问题。大多数人能够在他们行走的同时容易地谈话,他们在电话中交谈的同时记笔记,或者在他们驾驶时听收音机。相比之下,患有PD的许多人发现当它们集中注意力于一项任务时,另一项任务的执行变得很棘手。第二项任务变得缓慢且难以维持,并且在一些情况根本就不能被执行。PD中的双任务干扰影响移动和认知两者,并且当任务是长序列或复杂序列的一部分时更加突出”。Bond,J.M.得出了以下结论:“具有PD中的中度残疾的对象在他们需要行走同时需要处理涉及上肢的复杂视觉眼肌运动任务时经历相当大的困难”。

[0006] 从Morris,M.等人的“Postural instability in Parkinson's disease:a comparison with and without a concurrent task”(Elsevier,Gait and Posture,第12卷,2000年,第205-216页)中也能获知类似的研究。该文章在若干测试中也表明:如果这些人在行走的同时执行额外的同时的认知和/或肌肉运动任务并且由此分散注意力,患有帕金森症的人在行走的同时意外跌倒的风险显著增加。

[0007] 因此,应当建议这样的人避免做这样的组合动作,所述组合动作组合两项肌肉运动或者组合一项肌肉运动与一项认知任务并且然后导致他们的认知和肌肉运动能力的过多需求。

[0008] US 2014/0276130公开了用于诊断、监测和/或处置处于跌倒和/或病理状况的风险的人的方法和/或系统。

## 发明内容

[0009] 本发明的目的是提供一种帮助老年的、体弱的和/或患病的人更好地处理上面提到的问题的系统。本发明的目的具体是提供一种支持患有帕金森症的人并帮助他们不会由于同时执行太多不同的任务而分散注意力并由此增加他们跌倒和受伤的风险的系统。本发明的目的还是提供一种对应的方法以及一种对应的计算机程序。

[0010] 在本发明的第一方面中,提出了一种用于支持老年的、体弱的和/或患病的人的系统,尤其是用于支持患有帕金森症的人的系统。所述系统包括:

[0011] -检测单元,其包括(i)用于检测与所述人的脑活动有关的脑活动信号的脑活动传感器和(ii)用于检测与所述人的一个或多个身体部分的运动有关的运动信号的运动检测单元;

[0012] -分析单元,其用于基于检测到的脑活动信号和运动信号来确定所述人的活动水平,所述人的所述活动水平指示所述人正在同时执行多少项不同的肌肉运动和认知任务;以及

[0013] -反馈单元,其用于在所述人的所述活动水平超过预定阈值的情况下为所述人提供反馈。

[0014] 在本发明的另外的方面中,提出了一种用于支持老年的、体弱的和/或患病的人的方法,尤其是用于支持患有帕金森症的人的方法。所述方法包括以下步骤:

[0015] -接收与所述人的脑活动有关的脑活动信号,并且(ii)接收与所述人的一个或多个身体部分的运动有关的运动信号;

[0016] -基于检测到的脑活动信号和运动信号来确定所述人的活动水平,所述人的所述活动水平指示所述人正在同时执行多少项不同的肌肉运动和认知任务;并且

[0017] -在所述人的所述活动水平超过预定阈值的情况下为所述人提供反馈。

[0018] 根据本发明的又一方面,提出了一种包括程序代码模块的计算机程序,所述程序代码模块用于当所述计算机程序在计算机上被执行时使计算机执行上面提到的方法的步骤。

[0019] 在从属权利要求中限定了本发明的优选实施例。应当理解,要求保护的方法和要保护的计算机程序具有与要求保护的系统以及与在从属权利要求中限定的类似和/或相同的优选实施例。

[0020] 在检测到人(尤其是患有帕金森症的人)正在同时执行太多肌肉运动和/或认知任务并且因此处于跌倒或以另一方式使他们受伤的风险的情况下,本文中提出的系统和方法提供了主动对他们进行警告的可能性。

[0021] 本系统包括三个主要部件:(i)在本文中被表示为检测单元的感测部件,(ii)在本文中被表示为分析单元的处理单元,所述分析单元分析并解读在检测单元内感测到的信号;以及(iii)在本文中被表示为反馈单元并且被配置为基于在分析单元中处理的信号为人提供反馈的致动器单元。

[0022] 检测单元可以包括用于检测与人的脑活动有关的脑活动信号的脑活动传感器和用于检测与人的一个或多个身体部分的运动(尤其是人的一个或多个肢体的运动)有关的运动信号的运动检测单元。检测单元因此可以包括监督人的肌肉运动和/或认知活动的一

个或多个传感器。

[0023] 分析单元优选被实现为包括一个或多个程序模块的处理器,所述一个或多个程序模块被配置为基于检测到的脑活动信号和运动信号来确定人的活动水平,所述人的所述活动水平指示人的肌肉运动和认知活动。根据优选实施例,活动水平指示人正在同时执行多少项不同的肌肉运动和认知任务。应当清楚,术语“确定”在本文中反而具有“估计”的意思,这是因为例如基于脑电图 (EEG) 信号和/或移动信号来精确确定人正在同时执行多少项认知和/或肌肉运动任务通常是不可能的。然而,在目前的情况下,精确确定任务总量是不重要的。基于感测到的信号来确定人是否由于执行太多同时的任务而过度紧张反而是重要的。

[0024] 反馈单元可以由分析单元进行操控,并且可以包括一个或多个致动器,所述一个或多个致动器在分析单元基于检测到的信号确定人的活动水平超过预定阈值时应当主动给予人反馈(例如,警告信号)。

[0025] 如果帕金森症患者正在行走并且同时试图用他们的一只手抓住物品,他们因此能够被本文中提出的系统自动警告。在这种情况下,能够产生可以警告人专心于行走的警告信号。这可以降低跌倒的风险,并且特别是让人产生专心于一项任务并不会由于同时执行若干项任务而分散注意力有多重要的意识。

[0026] 在下文中,遍及本申请使用的一些术语应当被简单地解释和定义:

[0027] 术语“人的活动水平”应当是对于基于脑活动信号检测到的认知活动量和/或基于运动信号检测到的运动量的量度。活动水平优选是指示人正在同时执行多少项不同的肌肉运动和/或认知任务的量度。因此,人的活动水平应当是描述人的认知努力和/或他/她正在移动多少量和多快或同时移动多少肢体和身体部分的量度。活动水平可以被表达为在一尺度上可测量的某个值,但是它也可以包括若干定性和/或定量的参数。

[0028] 术语“预定阈值”可以是一具体值或条件,所述具体值或条件在分析单元中被预先定义为在活动水平超过所述值或满足预定条件的情况下操控反馈单元为人提供反馈的条件。

[0029] 术语“肌肉运动任务”等价于由人执行的涉及他的/她的身体的(一部分的)自愿移动的显著肌肉运动动作。典型的肌肉运动任务是行走、从坐着站起来、用手抓住物品、用手携带物品等。

[0030] 术语“认知任务”应当指的是由人执行的任何显著认知动作。典型的认知任务是读书、解开一个谜、解决数学问题或难题、想着一个人、为一天作规划等。

[0031] 当然,还存在组合的认知和肌肉运动任务,例如,具有姿势的演讲、即兴演奏(例如,爵士乐)。

[0032] 根据一实施例,所述脑活动信号可以包括其中每个均与所述人的脑的不同区域中的所述脑活动有关的多个不同信号分量,其中,所述分析单元被配置为通过分析所述不同信号分量来确定所述人的所述活动水平,以便估计所述人正在同时执行多少项不同的肌肉运动和认知任务。

[0033] 脑活动传感器例如可以包括若干传感器,其中,每个传感器监督人的不同脑区域。术语“信号分量”因此可以与由脑活动传感器的单独传感器提供的不同部分信号有关。它也可以与不同信号通道有关。一个传感器例如可以监督主要运动皮质,另一传感器监督前运

动皮质,又一传感器监督前额区,并且又另一传感器监督人的后顶叶皮质。

[0034] 主要运动皮质中的脑活动通常涉及当前进行的人的移动。前运动皮质中的脑活动能够被测量以检测执行移动的意图(该脑区域通常刚好在移动开始之前是活跃的)。为了检测认知活动,关注点在于决策制定和推理通常发生在其中并且工作记忆位于其中的前额皮质以及语言产生的区。

[0035] 根据一实施例,所述分析单元例如可以被配置为在所述不同信号分量中的与所述人的所述脑的第一区域中的所述脑活动有关的第一信号分量指示所述第一区域中的脑活动在第一预定脑活动水平之上的情况下认为所述人的所述活动水平超过所述预定阈值并操控所述反馈单元提供所述反馈。

[0036] 例如,在主要运动皮质中检测到的所述脑活动在指示所述人当前正在同时执行若干项肌肉运动任务的预定阈值之上的情况下,所述活动水平能够被认为超过所述预定阈值。

[0037] 所述分析单元也可以被配置为在以下情况下认为所述人的所述活动水平超过所述预定阈值并操控所述反馈单元提供所述反馈:所述不同信号分量中的与所述人的所述脑的第一区域中的所述脑活动有关的第一信号分量指示所述第一区域中的脑活动在第一预定脑活动水平之上,并且同时地,所述不同信号分量中的与所述人的所述脑的第二区域中的所述脑活动有关的第二信号分量指示所述第二区域中的脑活动在第二预定脑活动水平之上。

[0038] 换言之,在检测到人的两个脑区域中的脑活动同时处于相对高的水平的情况下,能够认为超过了活动水平的预定阈值。术语“第一”和“第二”(信号分量、脑区域、预定脑活动水平)在本文中不用于暗示任何时间顺序或优先列表,而只是用于对在本文中用相同术语命名的不同部分进行区分。在主要运动皮质中的脑活动在预定义水平之上并且同时前运动皮质中的脑活动也在预定义(其他)水平之上的情况下,人的活动水平例如可以被认为超过预定阈值(使得对人的反馈是必要的)。这样的情况能够指示人当前正在移动(例如,行走),并且同时旨在进行另一肌肉运动任务(例如,从桌子抓住物品)。系统然后借助于反馈信号警告人不要同时进行太多任务。

[0039] 在检测到主要运动皮质中的脑活动在预定水平之上并且同时前额皮质中的脑活动也在预定(其他)水平之上的情况下,人的活动水平也能够被认为超过预定阈值。这样的情况例如能够指示人试图在行走的同时说话。

[0040] 总的来说,在上面提到的实施例中,根据脑活动信号的不同信号分量能够产生某些脑区中的脑活动的量度并重建人脑的一种2D/3D热图。然后能够检索脑的每个选定区的脑活动(例如通过在该区上进行积分)。在特定区中的脑活动相当高或两个不同脑区中的脑活动同时处于相对高的水平的情况下,系统能够对人进行警告。

[0041] 根据另外的实施例,所述系统还可以包括用于存储参考脑活动信号的存储器单元,其中,所述分析单元被配置为通过比较由所述脑活动传感器检测到的脑活动信号与被存储在所述存储器单元中的参考脑活动信号来确定所述人的所述活动水平。

[0042] 上面提到的参考脑活动信号优选是当人在静止(即,未移动并且未主动执行任何认知任务)时被记录的脑活动信号。该参考脑活动信号可以在初始化阶段期间被采集并被存储在存储器单元中。系统然后可以将当测测量的脑活动信号或与人的不同脑区有关的脑

活动信号的不同分量与被存储在存储器单元中的一个或多个参考脑活动信号进行比较。活动水平的预定阈值然后能够被定义为某一固定值(例如,2、3或4),并且被定义为当前测量的脑活动信号除以参考脑活动信号的商。在当前测量的脑活动信号的最大幅度或总信号功率高达参考脑活动信号的最大幅度或总信号功率的两倍的情况下,例如能够认为超过了预定阈值。当然,这种比较可以再次针对单独脑区域中的脑活动或针对整个脑的总体脑活动进行。

[0043] 类似地,参考运动信号也可以被存储在所述存储器单元中,并且所述分析单元可以被配置为通过比较所述检测到的运动信号与所述参考运动信号来确定所述人的所述活动水平。

[0044] 分析单元例如可以被配置为基于检测到的运动信号来确定人正在如何行走,并且被配置为比较它与人的正常步态,以便检测距正常步态的偏差。反映人的正常步态的运动信号能够被存储在存储器单元中,作为参考运动信号。在这种情况下,分析单元可以被配置为在检测到步态不同于人的正常步态的情况下(即,在检测到检测到的运动信号不同于被存储在存储器单元中的参考运动信号的情况下)操控反馈单元为患者提供反馈。

[0045] 根据另外的实施例,所述脑活动传感器是EEG传感器,并且所述脑活动信号是EEG信号,并且其中,所述分析单元被配置为通过在频域中分析所述EEG信号的频谱的一个或多个范围内的所述EEG信号来确定所述人的所述活动水平。

[0046] 所述分析单元例如可以被配置为分析以下中的至少一个:(i)所述EEG信号的整个频谱中的信号功率、(ii)所述EEG信号的 $\alpha$ 带中的信号功率以及(iii)所述EEG信号的 $\beta$ 带中的信号功率。

[0047] 在该背景下,术语“信号功率”与在频谱的曲线下的面积(例如通过获得在某一频带上的积分)有关。

[0048] EEG信号例如可以通过执行傅里叶变换而从时域被转换到频域中。认为脑活动信号中的在0与100Hz之间的整个频谱中的信号功率可以与总体脑活动有关。在人正在同时执行多个认知和/或肌肉运动任务的情况下,预计到该总信号功率的高水平。另一方面,认为 $\alpha$ 带(7.5-12.5Hz)中的信号功率可以递送关于人正在执行的肌肉运动任务的指示。在人的高肌肉运动和/或认知活动的情况下,预计到 $\alpha$ 带中的低水平。另一方面, $\alpha$ 带中的高水平与放松相关联。进一步合理的测量是对频谱中的脑活动信号中的 $\beta$ 带(12.5-40Hz)的分析。 $\beta$ 带中的高信号功率通常与活跃的认知过程相联系,并且可以是人的高认知努力的指标。在以下两篇科学论文中执行的若干实验中也表明EEG信号的频谱的不同范围与人的肌肉运动和/或认知活动之间的这些和其他对应性:Ray,W.J.等人的“EEG alpha activity reflects attentional demands,and beta activity reflects emotional and cognitive processes”(Science,1985年5月10日,第228卷,第4700号,第750-752页)和Ray,W.J.的“EEG activity during cognitive processing:Influence of attentional factors”(International Journal of Psychophysiology,第3卷,第1期,1985年7月,第43-48页),通过引用将其内容并入本文。

[0049] 所述分析单元可以被配置为在以下情况中的至少一种下认为所述人的所述活动水平超过所述预定阈值并操控所述反馈单元提供所述反馈:(i)所述EEG信号的所述整个频谱中的所述信号功率在第一阈值之上、(ii)所述EEG信号的所述 $\alpha$ 带中的所述信号功率在第

二阈值之下和/或(iii)所述EEG信号的所述 $\beta$ 带中的所述信号功率在第三阈值之上。

[0050] 应当注意,在上文中,关注点主要在基于脑活动信号的感测上。如在上面所阐述的,这使得能够评价认知活动和肌肉运动活动两者。然而,在检测单元组合脑活动传感器与运动检测单元(运动传感器)两者的情况下,这是特别优选的,这是因为这样的组合使得能够对肌肉运动任务的更可靠的感测。

[0051] 根据另外的实施例,所述分析单元可以被配置为基于所述检测到的脑活动信号和运动信号来确定所述人是否正在行走,并且其中,所述分析单元被配置为在基于所述检测到的脑活动信号和运动信号确定了所述人正在行走并同时执行额外的肌肉运动和/或认知任务的情况下认为所述人的所述活动水平超过所述预定阈值并操控所述反馈单元提供所述反馈。

[0052] 如在开头部分中所提到的,特别是患有帕金森的人具有极大的行走困难。如果这样的人不专心于行走而是同时执行其他任务(认知和/或肌肉运动任务),跌倒的风险将显著增加。该配置下的系统特别把检测这样的情况并且在检测到这样的情况(例如如果检测到人正在行走并且同时试图用他的左手抓住物品)下为人提供反馈作为目标。在最容易的情况下,这样的情况可以借助于被附接到人的肢体(左腿、右腿、左臂、右臂)的移动传感器来检测。在与EEG传感器组合的情况下,能够更可靠地执行测量。

[0053] 所述运动检测单元可以包括一个或多个加速度计。这些加速度计可以被附接到人的若干身体部分,尤其是被附接到人的肢体。它们然后可以测量在这些身体部分处的加速度,所述加速度给予人正在如何移动的指示。

[0054] 备选地或额外地,所述运动检测单元可以包括光学运动传感器。这样的光学运动传感器例如可以被实施为对人进行摄影并记录人的特定身体部分的移动的视频相机。

[0055] 备选地或额外地,所述运动检测单元可以包括肌电图(EMG)传感器。这样的EMG传感器测量肌肉和神经内的电活动,并且也可以给予关于人的移动类型和移动量的指示。EMG传感器或EMG传感器也将优选被布置在人的肢体处。

[0056] 如在之前已经提到的,脑活动传感器优选包括脑电图(EEG)传感器。备选或额外地,脑活动传感器还可以包括功能磁共振成像(fMRI)传感器和/或被配置用于头部的热感测的一个或多个热传感器,这是因为增加的认知努力通常增加血液流动,并且由此由脑的该部分释放热量。然而,应当注意,对于本文中描述的应用,将必须使用非常灵敏的热传感器。相比于使用EEG传感器,准确度当然也会受到限制。

[0057] 所述反馈单元可以包括以下中的至少一种:(i)用于为所述人提供音响反馈的扬声器、(ii)用于为所述人提供视觉反馈的显示器或光致动器以及(iii)用于为所述人提供触觉反馈的触觉致动器。在选取致动器信号时应当小心,以避免使人受惊吓并且由此引起人失去他的/她的平衡。然而,一般来说,允许人意识到改变他的/她的行为并且避免执行同时的任务的任何类型的反馈都是可想到的。

## 附图说明

[0058] 参考下文所述的实施例,本发明的这些方面和其他方面将是明显的并且得到阐明。在附图中:

[0059] 图1示出了根据本发明的系统的第一实施例;

- [0060] 图2示出了在图1中示出的第一实施例的示意性方框图；
- [0061] 图3示出了根据本发明的系统的第二实施例；
- [0062] 图4示出了在图3中示出的第二实施例的示意性方框图；
- [0063] 图5示出了时域中的示范性EEG信号，其中，图5a示出了EEG信号的 $\delta$ 带，图5b示出了EEG信号的 $\theta$ 带，图5c示出了EEG信号的 $\alpha$ 带，并且图5d示出了EEG信号的 $\beta$ 带；
- [0064] 图6示出了频域中的示范性EEG信号；并且
- [0065] 图7示意性地示出了图示不同脑区域的人类脑。

### 具体实施方式

[0066] 图1示意性地示出了根据本发明的系统的第一实施例。其中，所述系统整体上由附图标记10来表示。图2示出了示意性地图示根据在图1中示出的第一实施例的系统的部件以及其彼此的连接的方框图。

[0067] 系统10优选被配置为可以被穿戴或被附接到人12的可穿戴系统。系统10包括三个主要部件：(i) 在本文中被表示为检测单元14的感测部件；(ii) 在本文中被表示为分析单元16的处理部件；以及(iii) 在本文中被表示为反馈单元18的致动器部件。

[0068] 检测单元14包括用于监测人12的认知和/或肌肉运动活动的一个或多个传感器。这些传感器例如监测人12正在如何移动和/或移动多少量，和/或这些传感器监测人12的脑活动。根据在图1和图2中示出的第一实施例，检测单元14包括用于检测与人12的脑活动有关的脑活动信号的脑活动传感器20和用于检测与人12的一个或多个肢体的运动有关的运动信号的运动检测单元22。

[0069] 脑活动传感器20优选被实现为包括多个EEG电极24的脑电图 (EEG) 传感器。在图1和图2中示出的本范例中，EEG传感器20包括十二个EEG电极。然而，取决于应用，它可以包括任意数量的EEG电极24 (通常为10-24个)。这些EEG电极24被配置为被附接到人12的头皮上的不同位置。每个EEG电极24因此记录来自人12的脑的特定区域的脑活动信号。

[0070] 作为EEG传感器的备选方案，脑活动传感器20可以被实现为功能MRI传感器。用于测量人的脑活动的又一备选方案是使用一个或多个热传感器，所述一个或多个热传感器被分布在人12的头皮上面，并且被配置为借助于头部的热感测来间接测量脑活动。头部的这样的热感测是基于增加的认知努力会增加血液流动并且由此会增加由人12的脑的特定部分释放的热量的假设。当然，相比于使用如在本申请的图1和图2中示出的实施例1中使用的EEG传感器，人12的脑活动的这样的间接感测更不灵敏且更不可靠。

[0071] 根据第一实施例的运动检测单元22包括多个加速度计26。这些加速度计26被配置为被附接到人12的肢体。在图1和图2中示出的示范性实施例中，运动检测单元22包括六个加速度计26，其中，两个加速度计26被附接到人12的每条腿上，并且一个加速度计26被附接到人12的每条臂上。应当注意，这仅仅是范例，并且取决于期望的感测准确度，运动检测单元22当然可以包括更多或更少的加速度计26。加速度计26的益处是它们能够在移动时被使用，这是因为它们是在体传感器。借助于加速度计26，能够监测人12的肌肉运动活动 (尤其是人12的肢体的移动)。

[0072] 作为备选方案或额外方案，运动检测单元22可以包括用于感测人12的肌肉的电活动的一个或多个肌电图 (EMG) 传感器。与加速度计26类似，这些EMG传感器优选被布置在人

12的肢体处。

[0073] 脑活动传感器20以及运动检测单元22的不同传感器26被连接到分析单元16。在图1中借助于虚线来示出连接。这些数据连接可以被实现为硬接线连接或被实现为无线连接。

[0074] 分析单元16优选包括具有与被存储在其上的软件的处理器的处理器,所述软件适于处理并解读由脑活动传感器20和运动检测单元22采集的信号。分析单元16被具体配置为基于由脑活动传感器20提供的检测到的脑活动信号和/或基于由运动检测单元22提供的运动信号来确定人12的活动水平,所述人12的所述活动水平指示人12正在同时执行多少项不同的肌肉运动和/或认知任务。换言之,分析单元16解读所感测的信号,以便确定人12正在同时执行多少项不同的肌肉运动和/或认知任务。例如可以分析脑活动传感器20的脑活动信号,以确定人12的脑的不同检测区域是否同时显示出在一定阈值之上的活动。备选地,可以分析由脑活动传感器20提供的脑活动信号,以确定在人12的脑的单个区域中是否发生扩大的活动。运动检测单元22的运动信号可以由分析单元16进行分析以确定人12的肢体的活动,以便确定人12是否正在同时执行多个肌肉运动任务(同时行走并挥舞右手)。由分析单元16执行的信号分析的特定范例将会下面进一步详细概述。由分析单元16执行的信号分析的功能是要确定人12的活动水平,所述活动水平是人12同时执行多少项不同任务的指标。这是特别重要的,这是因为所提出的系统10聚焦于支持患有帕金森症的人。在这样的人正在同时执行太多不同的肌肉运动和/或认知任务的情况下,应当由本文中提出的系统10对他们进行警告,这是因为他们同时执行太多不同的肌肉运动和/或认知任务会显著增加他们受伤的风险。如已经在说明书的背景部分中概述的,在帕金森患者不是专心于行走而是并行地做其他事情的情况下,他们会处于跌倒的高风险。

[0075] 系统10使用反馈单元18为人12提供反馈,所述反馈应当在上面描述的情况下对人12进行警告。反馈单元18由分析单元16进行控制,并且被配置为在分析单元16确定超过预定阈值的人12的活动水平的情况下为人12提供反馈。反馈单元18优选被实现为可以由人12穿戴的可穿戴部件。在图1中示出的所提出的范例中,反馈单元18被实现为可以被穿戴在人12的腕部上的可穿戴部件。然而,这仅仅被认为是图示性范例。反馈单元18可以包括若干类型的致动器,例如:(a)用于为人12提供音响反馈的声音致动器,例如,扬声器;(b)用于为人12提供触觉反馈(例如借助于振动)的触觉致动器;(c)用于为人12提供视觉反馈的显示器或光致动器。

[0076] 根据另外的实施例(未具体示出),反馈单元18也可以与分析单元16一起被组合在一个设备中或被布置在同一壳体中。例如还应想到使用其中可以集成有分析单元16和反馈单元18的智能手机或任何其他类似类型的移动计算设备。在这种情况下,分析单元16将使用移动计算设备的处理器,并且能够在其上以软件app的形式进行实施。反馈单元18能够是移动计算设备/智能手机的显示器、扬声器和/或振动警报的一部分。

[0077] 在又一的备选方案中,分析单元16和/或反馈单元18可以被实现为不直接被附接到人或不由人12穿戴的外部设备。在这样的情况下,系统10的不同部件14、16、18、20、22优选借助于无线数据连接彼此进行连接。

[0078] 图3和图4示出了系统10的第二实施例。该第二实施例主要在运动检测单元22被实现的方式方面不同于在图1和图2中示出的第一实施例。根据在图3和图4中示出的第二实施例,运动检测单元22被实现为外部部件(不是在体部件)。它包括被配置为以光学方式监测

人12正在如何移动(尤其是人12正在如何移动他的/她的肢体)的光学运动传感器28。光学运动传感器28优选包括从外部记录人12的移动的视频相机。系统10的其余部分保持与参照在图1和图2中示出的第一实施例所解释的相同,因此不再对其进行重复解释。应当注意,第一实施例和第二实施例也可以与彼此进行组合,使得运动检测单元22包括一个或多个加速度计26以及一个或多个视频相机或其他光学运动传感器28。

[0079] 在下文中,将关于分析单元16如何基于(一个或多个)检测到的脑活动信号和/或(一个或多个)运动信号确定人12的活动水平来概述若干示范性实施例:

[0080] 分析单元16可以被配置为在EEG信号的不同信号分量中的与人12的脑的第一区域中的脑活动有关的第一信号分量指示所述第一区域中的脑活动在预定脑活动水平之上的情况下认为人的活动水平超过预定阈值并操控反馈单元18提供反馈。在主要运动皮质中的脑活动在对于脑的这个区域来说为特定的预定活动水平之上的情况下,人12的活动水平例如能够被认为超过预定阈值,所述预定阈值使得必须为人12提供反馈。在前额皮质中的脑活动在对于脑的这个区域来说为特定的预定脑活动水平之上的情况下,人12的活动水平与能够被认为超过该预定阈值。

[0081] 图7示意性地示出了人类脑的不同区域。前额皮质30通常与决策制定、推理和工作记忆以及语言产生相关联。前运动皮质32是通常刚好在移动开始(旨在执行移动)之前活跃的脑区域。主要运动皮质34中的脑活动通常与进行中的肌肉运动活动(移动)相关联。在图7中示出的另外的脑区域是辅助运动皮质36和后顶叶皮质38。辅助运动皮质36被假定为与身体的姿势稳定、涉及身体两侧的协调和控制移动顺序的移动相关联。后顶叶皮质38通常与关于对身体的取向及其环境的影响的移动的规划相关联。

[0082] 分析单元16也可以被配置为在两个脑区域30、38中的脑活动在预定脑活动水平(阈值)之上的情况下认为人12的活动水平超过预定阈值并操控反馈单元18提供反馈。例如,在脑活动在(负责进行中的肌肉运动任务的)主要运动皮质34中以及在(负责进行中的认知任务的)前额皮质30中同时处于比较高的水平的情况下,可以输出反馈(警告信号)。这能够是人12不仅正在移动(例如,行走)而且还相当集中地思考特定主题的指标。

[0083] 在上面提到的两个范例中,对人12正在执行的肌肉运动任务的感测也优选借助于由运动检测单元22检测的(一个或多个)运动信号来支持和/或确认。

[0084] 分析单元16也可以被配置为基于检测到的脑活动信号和/或运动信号来确定人12是否正在行走。在这种情况下,在确定人不仅正在行走而且同时正在执行额外的肌肉运动和/或认知任务的情况下,人12的活动水平可以被认为超过预定阈值,使得提供反馈。分析单元16确定人12是否正在行走的最简单的方式是基于由被附接到人12的腿和/或脚的加速度计26提供的运动信号。检测到人12在行走的同时正在执行另一任务(例如挥舞他的/她的左手或右手或者用他的/她的左手或右手抓住物品)可以基于被附接到人12的臂和/或手的加速度计26来确定。在该实施例中,因此不一定需要脑活动传感器20。

[0085] 另一方面,还存在可想到的其中不必一定需要运动检测单元22的实施例。人12的活动水平也可以通过分析由EEG传感器提供的在EEG信号的频谱的一个或多个范围内的EEG信号来确定。这样的对EEG信号的频率分析优选在频域中执行。图5示出了时域中的示范性EEG信号。图6示出了频域中的示范性EEG信号。图5a示出了EEG信号的 $\delta$ 带,即,0.5-3.5Hz的频率范围。图5b示出了EEG信号的 $\theta$ 带,即,3.5-7Hz的频率范围。图5c示出了EEG信号的 $\alpha$ 带,

即,7.5-12.5Hz的频率范围。图5d示出了EEG信号的β带,即,12.5-40Hz的频率范围。相同的频率范围在图6中由附图标记40-46来指示(δ带为40、θ带为42、α带为44并且β带为46)。

[0086] 分析单元16可以具体被配置为如下检查EEG信号48的频谱:(1)分析单元16可以被配置为确定与脑活动有关的频谱(0-100Hz)中的总功率。在人12的高肌肉运动和/或认知活动的情况下,预计到高水平。(2)分析单元16也可以被配置为确定α带44中和/或β带46中的功率。在高肌肉运动和/或认知活动的情况下,预计到α带中的低水平。α带中的高水平相反通常与放松相关联。β带中的高水平通常与活跃的认知任务相联系。

[0087] 因此,分析单元16可以被配置为在以下情况中的至少一个下认为人12的活动水平超过预定阈值:(i) EEG信号的整个频谱中的信号功率在预定阈值之上,(ii) EEG信号的α带中的信号功率在预定阈值之下和/或(iii) EEG信号的β带中的信号功率在预定阈值之上。

[0088] 术语“功率”、“信号功率”和“谱功率”都意指表示通过计算在频谱的曲线下方的面积而确定(例如通过获得在一定频带上的积分)的量度。

[0089] 然而,应当再次指出,当行走时由人12同时具体执行的任务被认为是重要的。换言之,分析单元16因此可以被配置为在检测到行走并且同时检测到任何其他认知和/或肌肉运动任务的情况下在活动水平中把任务“行走”定级得如此高以至于总是超过由分析单元16确定的人12的活动水平。

[0090] 在上面提到的所有实施例中,也优选比较感测到的信号((一个或多个)脑活动信号和/或(一个或多个)运动信号)与当人12放松时采集的参考信号。系统10因此优选还包括存储器单元50,这样的参考信号可以被存储在所述存储器单元50中。该存储器单元50例如可以被实现为硬盘驱动器或任何其他电子存储器件。

[0091] 尽管已经在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述应当被认为是图示性或示范性的,而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求,在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。

[0092] 在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个元件或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。尽管某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0093] 计算机程序可以被存储/分布在合适的介质上,例如与其他硬件一起或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质,但是也可以被以其他形式分布,例如经由互联网或其他有线或无线的电信系统。

[0094] 权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

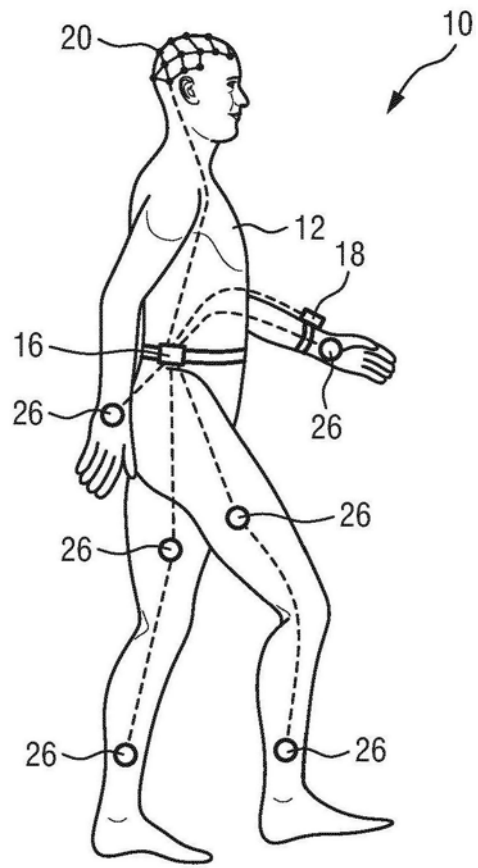


图1

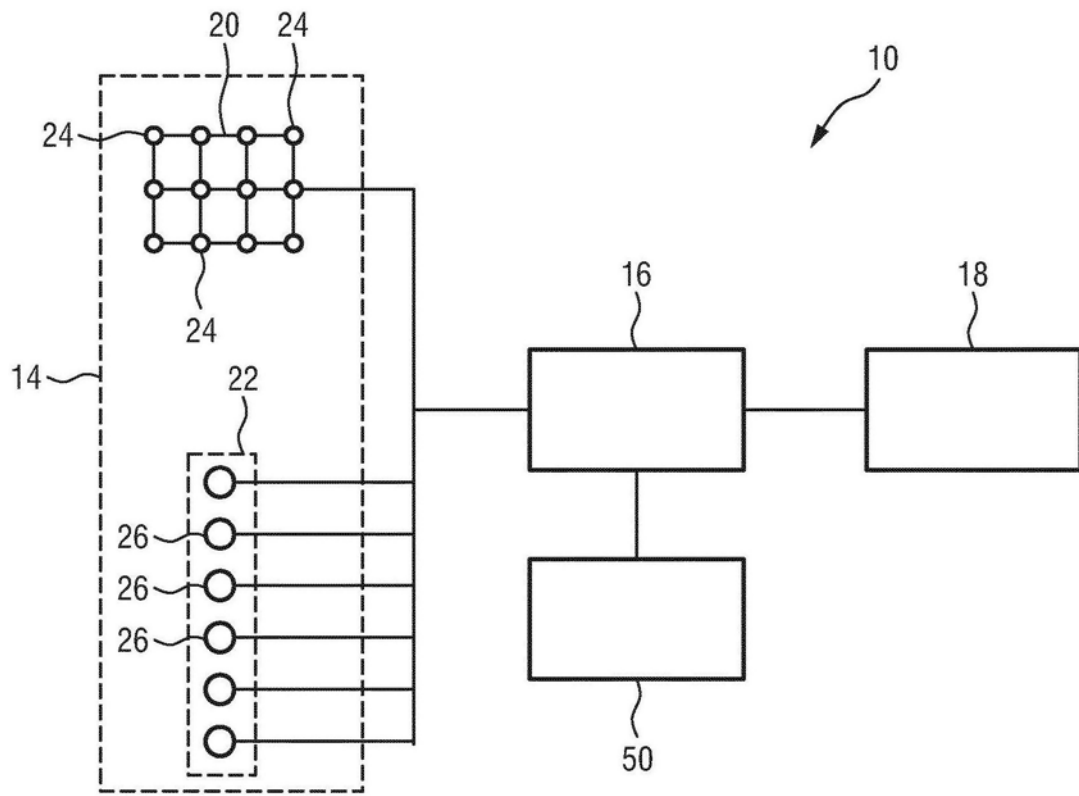


图2

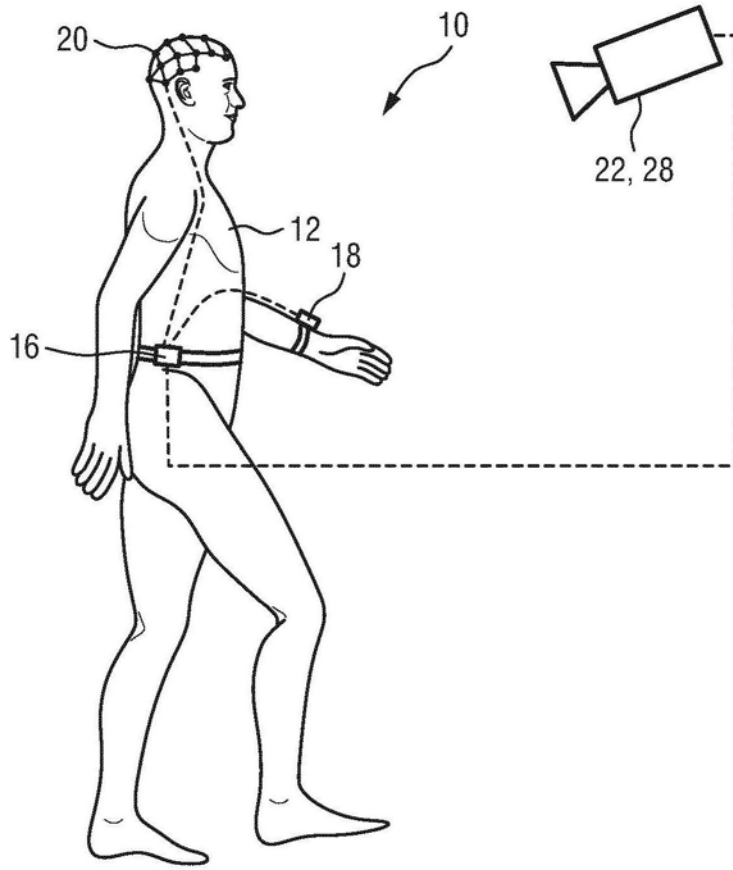


图3

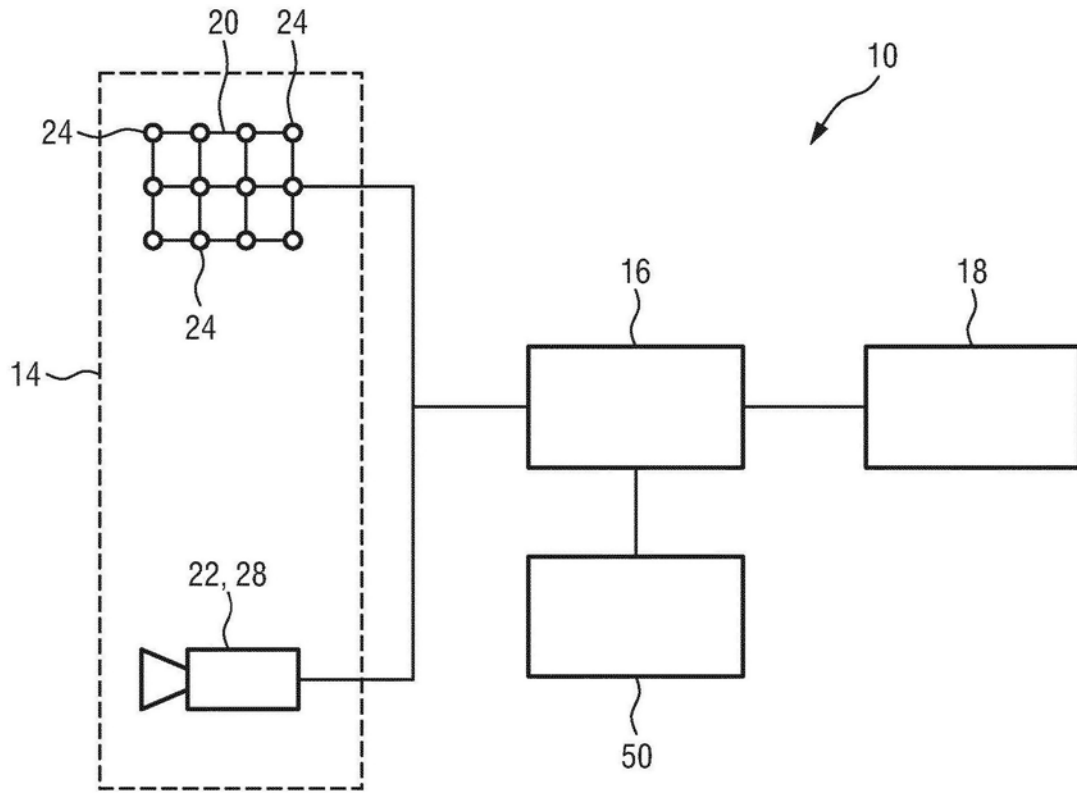


图4

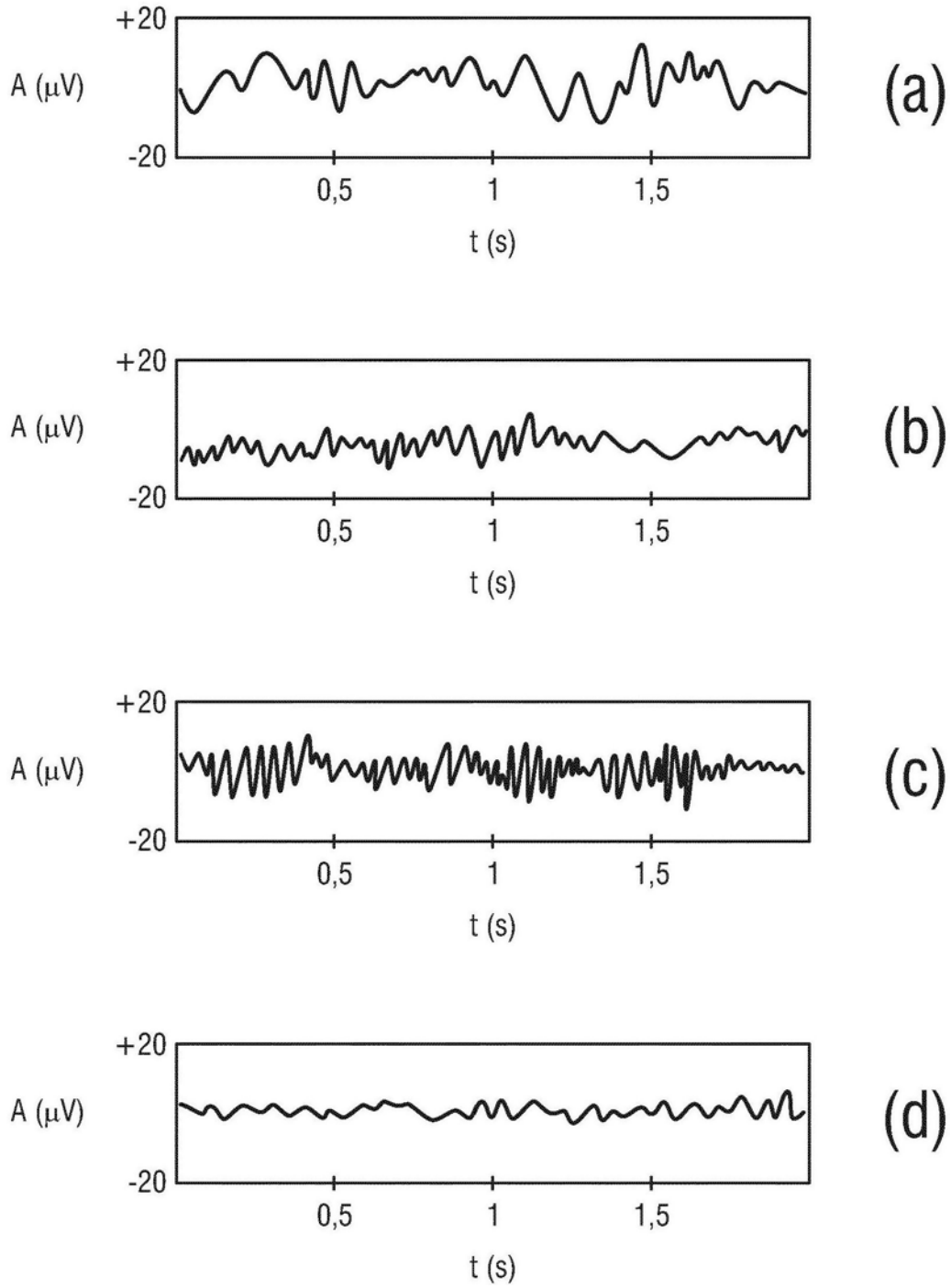


图5

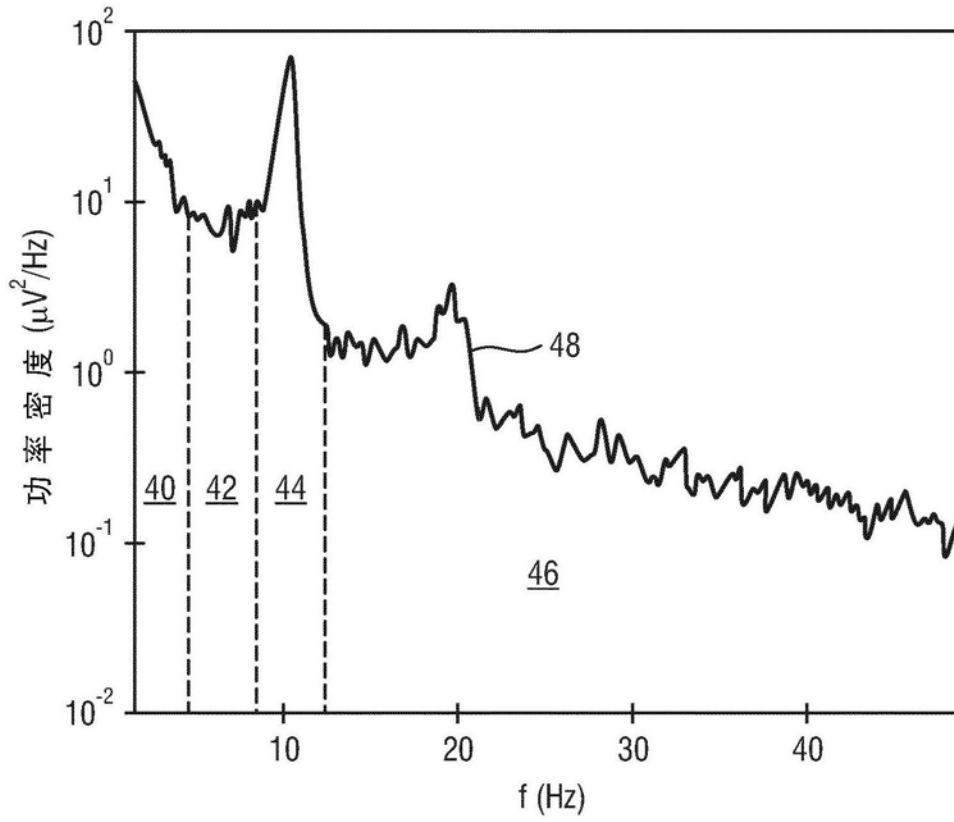


图6

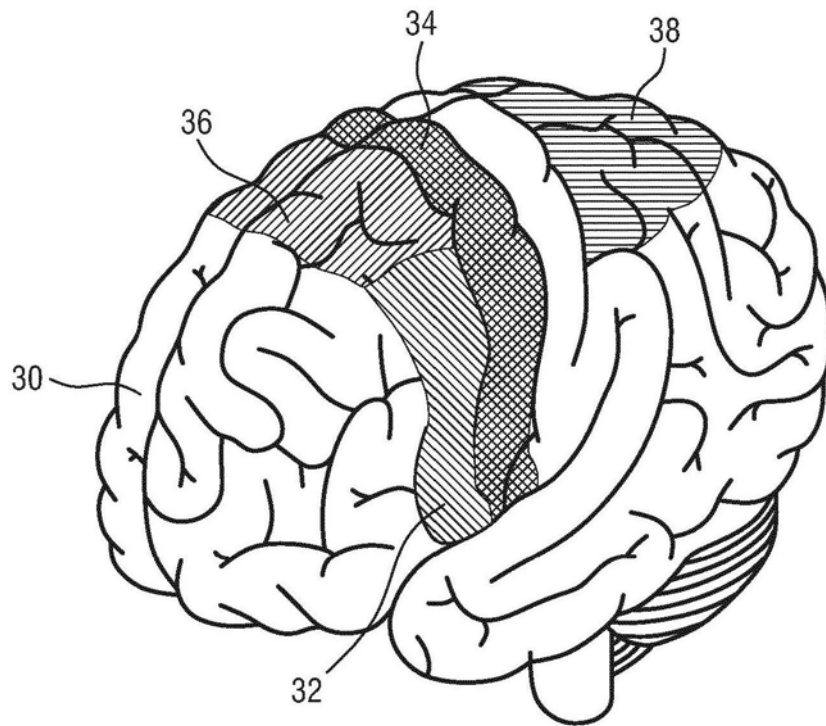


图7

专利名称(译)	用于支持老年的、体弱的和/或患病的人的系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN107683103A</a>	公开(公告)日	2018-02-09
申请号	CN201680031314.5	申请日	2016-05-26
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	JJG德弗里斯 M A 韦弗斯 阿尔布		
发明人	J·J·G·德弗里斯 M·A·韦弗斯-阿尔布		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/048 A61B5/11 A61B5/16 G06F19/00		
CPC分类号	A61B5/048 A61B5/1117 A61B5/1118 A61B5/1123 A61B5/165 A61B5/4082 A61B5/7405 A61B5/742 A61B5/7455 A61B5/746 G06F19/3481 G16H20/30 G16H20/70 G16H40/60 A61B5/0488 A61B5/1128 A61B2562/0219		
代理人(译)	王英		
优先权	2015170281 2015-06-02 EP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种用于支持老年的、体弱的和/或患病的人(12)的系统(10)，尤其是用于支持患有帕金森症的人的系统，其中，所述系统(10)包括：检测单元(14)，其包括(i)用于检测与所述人(12)的脑活动有关的脑活动信号的脑活动传感器(20)和(ii)用于检测与所述人(12)的一个或多个身体部分的运动有关的运动信号的运动检测单元(22)；分析单元(16)，其用于基于检测到的脑活动信号和运动信号来确定所述人(12)的活动水平，所述人的所述活动水平指示所述人(12)的肌肉运动和认知活动；以及反馈单元(18)，其用于在所述人(12)的所述活动水平超过预定阈值的情况下为所述人(12)提供反馈。

