

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 5/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680032572.1

[43] 公开日 2009年8月5日

[11] 公开号 CN 101500471A

[22] 申请日 2006.7.26

[21] 申请号 200680032572.1

[30] 优先权

[32] 2005.8.2 [33] US [31] 11/195,001

[86] 国际申请 PCT/US2006/028985 2006.7.26

[87] 国际公布 WO2007/016149 英 2007.2.8

[85] 进入国家阶段日期 2008.3.6

[71] 申请人 脑仪公司

地址 美国密苏里州

[72] 发明人 E·考塞维克 A·H·坎布斯

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 王岳 陈景峻

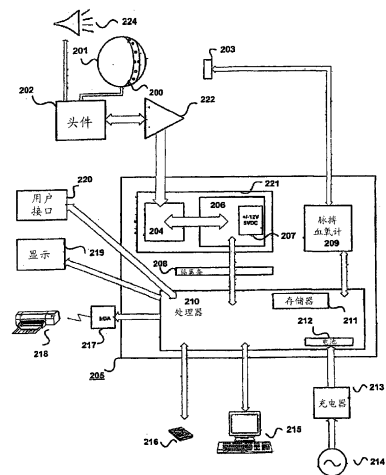
权利要求书6页 说明书14页 附图3页

[54] 发明名称

用于评估脑功能的方法和便携式自动脑功能评估设备

[57] 摘要

用于执行快速脑评估的方法和设备通过分析自发和诱发脑电势的组合提供对头部损伤病人的紧急拣别分类。对所述自发和诱发电势进行分析，并对结果进行分类，从而提供对病人脑部的实时评估，由此对其中的电势异常进行诊断。



1. 一种用于确定对象的神经状态的方法，其包括的步骤有：
通过电极组获取自发信号；
对所获取的信号进行处理；
从经处理的信号中提取所期望的特征；以及
将所提取的特征划分到一个或多个诊断类别中。
2. 一种用于确定对象的神经状态的方法，其包括的步骤有：
采用听觉的、视觉的、电学的或其他的刺激手段诱发脑响应信号；
通过电极组获取诱发信号；
对所获取的信号进行处理；
从经处理的信号中提取所期望的特征；以及
对所提取的特征分类。
3. 一种用于确定对象的神经状态的方法，其包括的步骤有：
通过电极组获取自发和诱发信号；
对所获取的信号进行处理；
从经处理的信号中提取所期望的特征；以及
对所提取的特征分类。
4. 根据权利要求3所述的方法，其中
所述电极组包括不足19个电极。
5. 根据权利要求3所述的方法，其中，所述自发信号包括：
脑电图（EEG）信号。
6. 根据权利要求3所述的方法，其中，所述诱发信号包括：
听觉诱发电势（AEP）。
7. 根据权利要求6所述的方法，其中，所述听觉诱发电势包括下述选项中的至少一个：
听觉脑干响应（ABR）电势、听觉中等潜伏时间响应（AMLR）电势或听觉迟发响应（ALR）电势，包括P100响应和P300响应。
8. 根据权利要求3所述的方法，其中，对信号进行处理的步骤包括：
利用至少一个子波分组去噪声算法对所获取的信号去噪声。
9. 根据权利要求3所述的方法，其中，对信号进行处理的步骤包括：

从所获取的信号中去除人为因素。

10. 根据权利要求9所述的方法，其中，去除人为因素包括：
去除所获取的信号的伪影部分。

11. 根据权利要求9所述的方法，其中，去除人为因素包括：
从所获取的信号中减去伪影。

12. 根据权利要求8所述的方法，其中，对信号进行处理的步骤还包括：

利用所获取的信号的双树复子波变换对所述信号滤波。

13. 根据权利要求3所述的方法，其中，提取特征的步骤包括：
对经处理的信号执行光谱分析和统计学处理，并提取特征。

14. 根据权利要求3所述的方法，其中，提取特征的步骤包括：
对经处理的信号执行子波分组分析，以提取特征。

15. 根据权利要求3所述的方法，其中，提取特征的步骤包括：
对经处理的信号执行扩散几何分析，以提取特征。

16. 根据权利要求3所述的方法，其中，提取特征的步骤包括：
对经处理的信号执行微观状态分析，以提取特征。

17. 根据权利要求10所述的方法，其中，应用光谱分析包括：
对经处理的信号应用快速傅里叶变换（FFT），从而将所述信号划分成频带。

18. 根据权利要求11所述的方法，其中
所提取的特征包括绝对和相对功率、对称性和相干性。

19. 根据权利要求3所述的方法，其中，提取特征的步骤包括：
应用子波分组局部判别基算法。

20. 根据权利要求3所述的方法，其中，分类步骤包括：
对所提取的特征实施判别分析，从而将所提取的特征划分到一个或多个诊断类别中。

21. 根据权利要求3所述的方法，其中，分类步骤包括：
对所提取的特征实施子波分组，从而将所述对象划分到一个或多个诊断类别中。

22. 根据权利要求3所述的方法，还包括的步骤有：
基于所述分类确定所述对象的神经状态。

23. 根据权利要求22所述的方法，其中，所述确定步骤还包括：

判断所述神经状态是正常的还是异常的。

24. 根据权利要求 23 所述的方法，还包括：

判断异常神经状态实质上是精神性的或“功能性的”，实质上是器质性的，或者是急症或“警告”病症。

25. 根据权利要求 24 所述的方法，其中

构成紧急病症的神经状态包括癫痫发作、异常脑干响应或突发遏抑。

26. 根据权利要求 23 所述的方法，还包括：

判断实质上是器质性的异常神经状态是全局的还是侧部的。

27. 根据权利要求 3 所述的方法，还包括：

对所述判断进行图形显示；

基于所述判断对所述脑的表示进行图形显示；

存储与所述判断相关的数据。

28. 一种用于对象的神经状态的设备，包括：

处理器；

在工作时连接至所述处理器的存储器，其中，

所述存储器存储一个或多个操作指令；

在工作时连接至所述处理器的多信道输入输出接口，其中，

将所述多信道输入输出接口配置为通过放在对象上的一组电极接收外部电学信号；以及

将所述处理器配置为利用所述一个或多个操作指令对从所述多信道输入输出接口接收的信号执行一项或多项操作。

29. 根据权利要求 28 所述的设备，还包括：

显示装置，其中

将所述显示设备在工作时连接至所述处理器，还将所述处理器配置为在所述显示装置上显示所述一项或多项操作的结果。

30. 根据权利要求 28 所述的设备，还包括：

在工作时连接至所述多信道输入输出接口以及所述处理器的双向信道，其对所接收的外部信号进行传输。

31. 根据权利要求 28 所述的设备，还包括：

在工作时连接至所述多信道输入输出接口的低压多信道前置放大器。

32. 根据权利要求 31 所述的设备, 其中所述低压多信道前置放大器具有高噪声容许量。

33. 根据权利要求 28 所述的设备, 其中, 所述多信道输入输出接口包括脑电图测试接口和听觉诱发电势测试接口; 并且

其中, 将所述处理器配置为带有选自某一集合的一个或多个用于听觉测试的存储操作指令, 所述集合包括脑电图测试程序、听觉诱发电势测试程序及其组合。

34. 根据权利要求 28 所述的设备, 其中

所述处理器具有内存储器, 将所述处理器配置为利用所述内存储器执行一个或多个对所接收的外部信号进行处理的操作指令。

35. 根据权利要求 28 所述的设备, 其中, 所述操作指令包括:

用于处理所述外部信号的指令;

用于从所述外部信号提取特征的指令;

用于以所提取的特征为基础对所述对象分类的指令; 以及

用于基于所述分类确定对象的精神状态的指令。

36. 根据权利要求 35 所述的设备, 其中

所述的用于处理所述外部信号的指令包括用于对所接收的外部信号滤波的指令。

37. 根据权利要求 36 所述的设备, 其中, 所述滤波包括:

采用所接收的外部信号的双树复子波变换。

38. 根据权利要求 28 所述的设备, 其中, 所述电极组包括:

放在所述对象的前额上的多个电极; 以及

放在所述对象的至少一个耳朵内的至少一个电极。

39. 根据权利要求 28 所述的设备, 还包括:

在工作时连接至所述多信道输入输出接口的用于在对象内诱发听觉电势的刺激装置。

40. 根据权利要求 28 所述的设备, 其中

将所述设备安放到手提外壳内。

41. 根据权利要求 28 所述的设备, 其中, 所述多信道输入输出接口还包括:

无线多信道输入输出接口。

42. 一种用于对遭受改变的精神状态的病人进行紧急神经诊断的套

件，所述套件包括：

根据权利要求 28 所述的设备；
用于利用所述设备的指令；以及
用于所述设备的便携式携带箱。

43. 一种用于提供自动脑功能评估的设备，包括：

电极组；

处理器；其中

所述电极组和所述处理器在工作时通过多信道输入输出接口连接；

在工作时连接至所述处理器的显示器；

在工作时连接至所述处理器的用户接口；以及

内存储器，其中

所述存储器包含用于提供对对象脑功能的实时评估的指令；并且

所述存储器包含利用子波分组算法对通过所述电极组获取的信号进行处理的指令。

44. 一种用于提供病人脑功能的拣别分类评估的方法，其包括的步骤有：

测量病人的自发脑活动；

对病人进行刺激，并测量其诱发脑活动；

对自发和诱发脑活动进行处理，其中，采用子波分组算法实时执行所述处理；

基于经处理的脑活动提供对病人的拣别分类评估。

45. 根据权利要求 44 所述的方法，其中

通过便携式手提装置执行处理和提供评估的步骤。

46. 一种拣别分类设备，包括：

电极组；

在工作时连接至所述电极组的放大器；

在工作时连接至所述放大器的处理器，其中

将所述处理器配置为采用子波对通过所述电极组获取的外部信号进行处理。

47. 根据权利要求 40 所述的拣别分类设备，其中

所述电极组包括不足 19 个电极。

48. 一种神经学拣别分类设备，包括：

被配置为采用子波对所获取的自发和诱发信号进行处理的处理器。

49. 一种用于执行脑评估的设备，包括：

重量小于约 600g 的手提便携式设备。

用于评估脑功能的方法和便携式自动脑功能评估设备

本申请要求 2005 年 8 月 2 日提交的美国专利申请 No. 11/195001 的优先权。

技术领域

本发明涉及急诊拣别分类领域，具体而言，涉及用于执行急诊神经学拣别分类的方法和设备。此外，本发明涉及用于评估脑功能的方法和设备。

背景技术

在人体中，中枢神经系统（CNS）和脑执行着最为复杂和基本的处理任务。令人惊讶的是，现代卫生保健竟然缺乏对其功能进行客观评估的精密工具。一般临床通过问诊和主观的物理测试对病人的精神和神经状态进行评估。目前，临床实验室还没有能力对脑功能或病变进行评估，其作用仅限于识别可能对 CNS 造成外部影响的毒物、毒素或药物。尽管诸如计算机断层成像（CT）、磁共振成像（MRI）的脑成像研究等到了广泛的应用并且发挥了其作用，但是这些成像研究只是结构/解剖学测试，其对脑功能的揭示很少或几乎没有。在急性脑损伤、中风或癫痫发作的紧接着的时间里，即使存在明显的、骤然失常的脑功能，这些成像研究通常也无法揭示异常性。CT 和 MRI 只能探测在脑的形态或结构发生变化之后的迹象。在某些情况下，当在 CT 或 MRI 上表现出明显的变化或者可以看到严重的神经学病变时，病人可能已经在急救室（ER）中渡过了几个小时甚至几天。但是，脑的电学活动将很快受到影响。诸如功能性 MRI（fMRI）的成像医疗器械测量脑的不同部分内的氧饱和度的变化。诸如正电子发射层析成像（PET）和单光子发射计算机化断层显像（SPECT）的放射性同位素成像对脑内的化学变化进行评估，以此作为具有有限的灵敏度和专业性的功能测量。所有的这些评估工具在所选的情况下都起着重要的作用，但是这些工具成本高，不能普及，而且在紧急医疗情况的早期无法提供关键信息。现有技术无法提供对于及时干预、适当的拣别分类或者制定适当医疗方案而言非常关键的快速的可以

付诸行动的信息。

在人体的所有器官当中，CNS 和脑也是对时间最为敏感的，并且具有最小的修复能力。目前，具有改变的精神状态、急性神经病或头部损伤的急救室病人必须经受昂贵耗时的测试来确定适当的治疗方案。令人遗憾的是，在很多情况下，病人在等待设备就绪或者专家对测试进行解读的同时，其临床症状不断恶化。ER 医生的任务在于基本上确定脑是否正常工作，异常性实质上是精神方面的还是器官方面的，器官异常性是全局性的还是侧部的，并给出对诊断可能性的初始评估。ER 医生所面临的问题在于他们的资源相当有限，只有闪光灯、橡皮反射锤等。令人惊讶的是，医生对涉及急诊或干预的施用的所有决断，包括 CT 扫描、脊椎抽液、额外的会诊或放弃都是以这种过分简化的测试的结果为基础的。

ER 病人经常被送去做影像研究，但是仍然有很多功能性脑异常，例如，癫痫发作是无法在 CT 扫描上看到的。某些最终将引发解剖学和结构性后果的异常通常需要一定时间才能显露。很多重要的病症，例如，缺血性中风、脑震荡、颅内压升高等都是这种情况。因而，CT 扫描的定位、费用和有限的可用性都可能带来问题，同时 CT 扫描是结构性测试而不是功能性测试。

在 American College of Emergency Physicians 调查的二百多名医生中有三分之一感到良好的临床实验室、神经学测试和对头部的 CT 扫描的组合不足以对每一位精神状态发生改变或具有神经学功能紊乱的病人进行评估。来自 CDC NHS 数据库和从业 ER 医生的共识性估计为，在美国，在每年超过 1 亿次 ER 就诊中，需要精神状态测试的病人占 15%，在某些情况下，还要多得多。

单单美国的 (CDC/NCHS) 信息库，每年就有超过 1 亿次 ER 就诊。2000 年，这些病人中超过 1300 万需要正式的精神状态测试，并且几乎 500 万接受了 CT 扫描。这一数据表明了对能够在医院、救护车、体育赛事现场或任何其他可能必需紧急神经学评估的场合执行实时功能性脑状态评估的需求。

所有的脑活动，不管其是反射性的、机械的、神志不清的或神智清醒的，在实质上都是电活动。通过以被称作神经递质的微粒(molecule)作为介质的一系列电化学反应产生电势(电压)，并使其通过大脑传输，

在无数神经元之间连续传播。这一活动建立了脑电图（EEG）的基本电特征，并且建立了具有解剖学结构和功能方面的基础的可识别的频率。对这些基本节律及其意义的理解使得标示 EEG 在正常界限之内或超越正常界限的特征成为了可能。在这一基础水平上，EEG 起着正常和异常脑功能的标示特征的作用。

自有记录以来，尤其是自计算机出现以来，对脑的电学活动的全面研究已经进行了 75 年。在数百个具有窄标准偏差的研究当中，脑的“正常”电学活动已经得到了很好的特征表述。脑的某些部分的电学活动的频率是对各种刺激，例如声音、视觉或疼痛的正常响应，人们将其称为“诱发电势”。诱发电势（EP）是具有特征形状的特定波，这些波形内的幅度和峰持续时间以及很多其他特征都具有明确设立的规范数据，这些数据是在数十年的研究当中产生的。在不同的性别、年龄和种族之间，针对所有 EEG 和诱发响应波的规范数据都保持显著的恒定。此外，所存在的任何变化都得到了明确的描述和解释。

神经学科学家也对各种不同的脑病变的 EEG 显像进行了特征描绘。正像异常心电图（ECG）图案是特定心脏病变的有力指示一样，不规则的脑电图图案也是特定脑病变的有力指示。一系列病变都已经得到了很好的特征描绘：急性和慢性、结构性、中毒性、新陈代谢的乃至更为具体的诊断，例如：缺血性中风、癫痫发作、脑震荡、酒精和药物过量、神经学病症以及包括阿尔茨海默症的痴呆病。大量的经过不断的细化和补充的数据构成了临床神经生理学领域。

尽管基于 EEG 的神经学技术目前已经被广泛接受，而且存在大量的数据，但是其临床环境中的应用仍然是非常有限的。限制其采用的某些障碍包括：EEG 设备的成本、缺乏便携性、需要技术人员对测试进行掌控、实施测试所需的时间以及需要对原始数据的专业解读。更重要的是，所述技术要么不可用，要么在紧急医疗环境下无法付诸实践，尤其是在医疗点。带有全套装备的完整的 EEG 诊断设备的价格通常高达 80000 美元。虽然成本高昂，但是所述设备所产生的实质上未经加工的波形必须由专业人员来仔细解读。此外，标准 EEG 设备的使用仍然极为麻烦。其需要 30 分钟甚至更长的时间来放置 19 个电极。在使病人为这一测试准备就绪之后，光记录本身就要耗费 1 到 4 个小时。有 EEG 技术人员收集并分析数据，之后呈报给神经科医师，以供解释和临床评

估。有一些自营专用神经学诊断实验室严格地致力于对脑的电数据进行详细分析。但是无论是专业化中心还是通常很大的医疗 EEG 设备对于 ER、手术室 (OR)、重症监护室 (ICU) 或病人处于最为危急的状态的任何其他紧急医药环境而言都是不具有实用性的。需要快速的功能性脑状态评估对遭受急性神经学损伤或疾病的病人进行处理,从而避免进一步的损伤和致残。

发明内容

根据本发明,提供了一种神经学辨别分类设备,其包括被配置为采用子波对所获取的自发和诱发信号进行处理的处理器。

此外,根据本发明,还提供了一种用于确定对象的神经状态的方法,其包括的步骤有:通过电极组获取自发信号;对所获取的信号进行处理;从经处理的信号中提取所期望的特征;以及将所提取的特征分成一个或多个诊断类别。

此外,根据本发明,还提供了一种用于确定对象的神经状态的方法,其包括的步骤有:采用听觉、视觉、电学或其他刺激手段诱发脑响应信号;通过电极组获取诱发信号;对所获取的信号进行处理;从经处理的信号中提取所期望的特征;以及对所提取的特征分类。

此外,根据本发明,还提供了一种用于确定对象的神经状态的方法,其包括的步骤有:通过电极组获取自发和诱发信号;对所获取的信号进行处理;从经处理的信号中提取所期望的特征;以及对所提取的特征分类。

此外,根据本发明,还提供了一种用于诊断对象的神经状态的设备,包括:处理器;在操作上连接至所述处理器的存储器,其中,所述存储器存储一个或多个操作指令;在操作上连接至所述处理器的多信道输入输出接口,其中,将所述多信道输入输出接口配置为通过放在对象上的一组电极接收外部电学信号;以及将所述处理器配置为利用所述一个或多个操作指令对从所述多信道输入输出接口接收的信号执行一项或多项操作。

此外,根据本发明,还提供了一种用于对遭受改变的精神状态的病人执行紧急神经学诊断的套件,所述套件包括:用于诊断对象的神经状态的设备;用于使用所述设备的指令;以及用于所述设备的便携式携带

箱。

此外,根据本发明,还提供了一种用于提供自动脑功能评估的设备,包括:电极组;处理器,其中,所述电极组和所述处理器在操作上通过多信道输入输出接口连接;在工作时连接至所述处理器的显示器;在工作时连接至所述处理器的用户接口;以及内存储器,其中所述存储器包含用于提供对对象的脑功能的实时评估的指令,所述存储器包含用于采用子波分组算法对通过所述电极组获取的信号进行处理的指令。

此外,根据本发明,还提供了一种用于提供对病人的脑功能的拣别分类评估的方法,其包括的步骤有:测量病人的自发脑活动;对病人进行刺激,并测量其诱发脑活动;对自发和诱发脑活动进行处理,其中,采用子波分组算法实时执行所述处理;基于经处理的脑活动提供对病人的拣别分类评估。

此外,根据本发明,还提供了一种拣别分类设备,包括:电极组;在工作时连接至所述电极组的放大器;在工作时连接至所述放大器的处理器,其中将所述处理器配置为采用子波对通过所述电极组获取的外部信号进行处理。

本发明的其他特征和优点将部分通过下述说明得以阐述,部分将借助所述说明变得显而易见,或者可以通过对本发明的实践习知。本发明的特征和优点将通过权利要求中具体指出的要素和组合实现和获得。

应当理解,上述一般性说明和下述详细说明都是示例性和解说性的,不对所要求保护的本发明构成限制。

本说明书所结合的并且作为其构成部分的附图示出了本发明的几个实施例,其与本说明书一起用于对本发明的原理加以说明。

附图说明

图1是示出了通过根据与本发明一致的实施例的设备实施的对象的脑状态进行评估的方法的流程图。

图2是示出了根据与本发明一致的实施例的设备的示意图。

图3是示出了与本发明一致的实施例的电极组的示意图。

具体实施方式

现在将详细参考本发明的当前实施例,在附图中示出了实施例的例

子。只要可能，在所有的附图中都将采用相同的附图标记表示相同或类似的部分。

根据与本发明一致的实施例，图 1 示出了说明用于评估病人的脑状态的方法的流程图。可以通过被制造为执行文中给出的方法的设备或装置实现这种方法。将电极组安放到对象上（步骤 100）。用于获取 EEG 数据的典型电极组至少采用 19 个电极。与本发明的实施例一致的电极组可以包括不足 19 个电极的缩小的电极组。

所述电极测量有对象的大脑活动产生的电场（步骤 102）。所述活动可以是自发的、诱发的或其组合。在与本发明一致的实施例中，测量自发的大脑活动并测量诱发反应。自发性活动可以包括对象的 EEG 信号。可以通过采用视觉、物理、听觉或其他刺激来刺激对象来获得诱发反应。在与本发明一致的实施例中，向对象提供听觉刺激以获得听觉诱发电势（AEP）。此外，听觉诱发电势可以包括听觉脑干响应（ABR）电势、听觉中等潜伏响应（AMLR）电势或听觉迟发响应（ALR）电势中的任何一种，包括 P100 响应和 P300 响应。

通过电极组获得特发的和诱发的信号，接下来使其受到信号处理器的处理，其中，从所述信号中去除人为因素(artifact)（步骤 104）。可去除的人为因素可能是这些因素导致的，例如，电极断开、有肌肉运动导致的肌电图（EMG）伪影(artifact)、眼球运动以及其他明显的伪影。在一个实施例中，可以通过从信号中去除离散的伪影部分而消除人为因素。在其他实施例中，可以通过减去存在于所获取的信号中的任何伪影而消除人为因素。

对无伪影的信号做进一步处理，以提取统计学信号特征(步骤 106)。在与本发明一致的一个实施例中，可以采用定量 EEG 算法提取特征。在另一实施例中，可以采用子波分组算法实现特征提取。在又一实施例中，可以执行光谱分析和统计学处理来提取特征。在另外的实施例中，可以采用扩散几何分析提取特征。在又一实施例中，可以执行微观状态分析提取特征。在又一实施例中，可以采用子波分组局部判别基算法提取特征。

再次参考图 1，可以根据一种或多种诊断类别对所提取的特征分类，其中，确定可以将提取自对象的特征划分到一个或多个诊断类别中的概率（步骤 108）。根据与本发明一致的实施例，可以通过对所提取的特

征进行判别分析或者对所提取的特征进行子波分组来执行分类。不管采用哪种分类方法，如果结构是正常的，那么首先确定分类算法（步骤 110）。如果提取自对象的脑电波的特征是正常的，那么装置将显示对象的大脑活动正常（步骤 122）。如果对象的提取特征不正常的概率较高，那么装置将尝试将所提取的特征划分为急症或“警告”病症（步骤 112）。如果所提取的特征与处于急症精神状态或“警告”病症下的人通常表现出的特征吻合的概率高，那么装置将尝试将所提取的特征划分为脑干功能紊乱、活动性癫痫发作或突发遏抑（步骤 114）。如果装置判断所提取的特征是急症状态的概率高，那么装置将显示这一结果，从而使对象能够接受即时治疗（步骤 122）。如果所提取的特征不是急症的高概率，那么所述装置将判断所提取的特征的异常性在实质上是否是器质性的（步骤 116）。如果判断所提取的特征与实质是器质性的提取特征异常相关，那么所述装置将尝试判断所提取的特征异常实质上是侧部的还是全局的（步骤 118），并显示结果（122）。将对所提取的特征异常进行测试，以判断它们实质上是精神方面的还是“功能方面的”，并显示这一结果（步骤 122）。

图 2 示出了与本发明的实施例一致的设备。将电极组 200 放在对象 201 的头上。在所示实施例中，对象是人，但是对象也可以是动物。与本发明的实施例一致的电极组 200 可以包括不足 19 个电极的缩小的电极组。

图 3 示出了与本发明的实施例一致的电极组 200。电极组 200 可以包括多个电极，可以将所述多个电极固定到对象 201 的头上。在所示实施例中，电极组 200 包括可以固定到对象的前额、肩部和耳朵上的九个电极。这一缩小的电极组 200 允许放置在前额上，因而不需要将任何电极放在对象可能具有毛发的头上。其进一步消除了由毛发导致的传导问题，还消除了对剃除毛发的要求。在所示实施例中，可以将电极放在右侧乳突骨 302、前额的远右端 304、前额的近右端 306、前额的中央顶部 308、前额的近左端 310、前额的远左端 312 和左侧乳突骨 314 上，并将 ECG 电极放在左侧肩部 316 上。此外，在所示实施例中，还有放在前额中央 318 上的接地电极。在获取 AEP 信号的实施例中，可以采用位于右侧和左侧乳突骨 302、314 以及前额中央 318 上的电极。与本发明一致的示范性实施例能够采用具有降低的电极数量的电极组 200，因为信号

处理算法消除了对额外电极的需要。

再次参考图 2，所述电极测量由对象 201 的大脑活动产生的电场。所述活动可以是自发的、诱发的或其组合。在与本发明一致的实施例中，测量自发的大脑活动，例如对象 210 的 EEG，并测量诱发反应。可以通过采用视觉、物理、听觉或其他刺激来刺激对象 201 来获得诱发反应。在与本发明一致的实施例中，向对象 201 提供听觉刺激以获得听觉诱发响应 (AEP)。在本发明的一个实施例中，将脉搏血氧计 203 连接至对象 201，以监视对象 201 的脉搏和血液氧水平 209。

可以将电极头件 202 和脉搏血氧计 203 连接至手提装置 205。可以通过低压前置放大器 222 将电极头件 202 连接至手提装置 205。低压前置放大器 222 具有高噪声耐受度，其被设计为对发送至和接收自电极头件 202 的信号进行放大。将手提装置 205 设计为能够适合手持。在一个实施例中，手提装置 205 可以具有大约 115mm × 190mm × 60mm 的尺寸，以及低于 600g 左右的重量。手提装置 205 具有诸如 LCD 屏的显示器 219，还可以具有触摸屏界面和诸如键盘的常规用户接口 220。在一个实施例中，手提装置 205、电极 200 和电极头件 202 可以组成一个套件，其被设计为对具有改变的精神状态的病人进行神经学拣别分类，其中，所述套件包括用于使用所述手提装置 205 的指令，并且处于便携式携带箱内。

手提装置 205 包括处于前端 221 上的模拟和数字硬件，并且通过处理器 210 来控制。在一个实施例中，处理器 210 是 Texas Instruments OMAP 微控制器/数字信号处理器。通过隔离屏障 208 将前端 221 与处理器 210 隔开。前端 221 起着装置的多信道输入/输出接口的作用，其还可以促进与处理器 210 之间进行信号收发双向通信。在一个与本发明一致的实施例中，所述多信道输入/输出接口是无线多信道输入/输出接口。

在与本发明一致的实施例中，通过用户接口 220 输入的来自用户的命令将开始测试程序。通过电极头件 202 获取模拟脑波，并通过电缆将其传输至手提装置 205 的模拟前端 204。之后，通过模拟前端 204 中包含的 ADC 将模拟脑波转换为数字信号，并发送至数字前端 206。数字前端 206 将所述数字信号发送至处理器 210，在处理器 210 内根据处理器 210 的内存储器 211 中包含的指令对所述数字信号进行处理。在与本发明一致的实施例中，对信号进行处理，以去除噪声，提取特征，以及对提取的特征分类。在另一实施例中，处理器 210 的内存储器 211 中包含

的指令包括用于执行图 1 所示的方法的指令。之后，处理器 210 可以输出结果，所述结果可以是实时的，所述结果涉及根据所述分类对对象 201 的大脑做出的评估。可以将所述输出显示在手提装置 205 的 LCD 屏幕 219 上，或者可以将其存储到外部储存器 216 内，或者可以通过串行或通用串行总线连接将其显示到连接至手提装置 205 的 PC 215 上。在一个实施例中，显示器可以基于所述评估显示对象 201 的脑的表示。在与本发明一致的另一实施例中，处理器 210 将原始的未经加工的脑波发送至外部储存器 216。外部储存器 216 可能是硬盘驱动器、光盘驱动器、软盘驱动器或可拆卸非易失存储装置。在另一实施例中，通过串行总线将结果发送至红外发射机 217，将红外发射机 217 配置为将数据无线发送至打印机 218，从而对结果进行无线打印。手提装置 205 包含内部可再充电电池 212，可再充电电池 212 能够在使用过程中或者在使用间隙通过连接至典型 AC 插座 214 的充电器 213 充电。

在另一实施例中，测试程序可能需要对对象 200 发出刺激，从而诱发响应。将用于产生刺激的命令从处理器 210 发送至数字前端 206，在数字前端 206 处通过其中包含的 DAC 将所述命令转化为模拟信号。将模拟信号从模拟前端 204 通过电缆输出，并发送至对对象 201 发出刺激的刺激发射器 224。所述刺激可以是听觉的、感觉的、视觉的或其他的刺激。在优选实施例中，所述刺激是通过放在对象的耳朵中的发射器发出的听觉的刺激。刺激发射器 224 可以是 Etymotic Research ER 10D 探头，所述探头带有双扬声器，并且在每个耳朵内具有单个传声器。通过电极头件 202 获取诱发信号，并将其连同自发信号一起发送至手提装置 205 的模拟前端 204，在该处将其转化为数字信号并发送至数字前端 206。数字前端 206 将所获取的数字信号发送至处理器 210，在该处将诱发响应信号从自发信号中滤出。在与本发明一致的实施例中，采用基于自适应子波的滤波器滤出诱发响应信号。更具体而言，内存储器 211 可以包括通过处理器 210 执行的指令，其采用 Dual-Tree Complex Wavelet Transform 作为可逆变换，从而将诱发响应信号从自发响应信号中自适应滤出。所述指令还可以包含处理器 210 所执行的算法的实现，其中，针对每一子平均值计算复子波变换，之后计算每一归一化子波系数 $w_{i,j}$ 的相位方差。根据跨越所述子平均值的这一位置处的系数的相位方差对每一子波系数的幅度进行有选择地缩放。所述缩放具有如下形式：

$$w_{i,j} = \alpha_{i,j} W_{i,j} \exp(j\theta_{i,j}),$$

其中 $W_{i,j}$ 和 $\theta_{i,j}$ 分别是在第 j 个比例尺下的未经处理的第 i 个复数子波系数的幅度和相位，并且其中：

$$\alpha_{i,j} = \exp(-0.75(F_{ij}/T_{\max})^4)$$

其中， F_{ij} 是跨越子平均值的系数 $w_{i,j}$ 的相位方差。对所滤出的诱发信号求平均值，并通过处理器 210 实现自动峰值检测算法，以确定下述峰值位置和潜伏时间：Peak 1、Peak 2 和峰间 1-5 潜伏时间。之后，将这些值与处理器 210 的内存储器 211 中包含的合乎范围的数据进行比较。

在与本发明一致的实施例中，对信号进行处理包括从所获取的信号中去除噪声，或“去噪声”。处理器 210 的内存储器 211 包含指示处理器 210 对所获取的信号执行算法的指令。在一个实施例中，所述算法利用子波变换实施基于子波的信号处理。作为傅里叶变换族的构成项的子波变换是一种将给定信号分解成一组被称为子波的正交基函数的处理。在常规的离散傅里叶变换 (DFT) 中，采用复正弦式作为基函数对信号进行分解，从而生成信号的频率域表示。相反，离散子波变换 (DWT) 采用一组经过特定设计的子波或小波作为基函数。所述子波族是通过由原始子波函数膨胀而建立的，所述原始子波函数被称为“母子波”。子波变换利用母子波的不同膨胀度对信号进行时域和频域的分解。就 DWT 的应用而言，通过二维“子波坐标”表示一维有限信号 $x[n]$ 。建立信号分解的各个等级，并将其称为比例尺。在每一比例尺上，通过计算原始信号 $x[n]$ 与母子波的缩放型的内积建立一组系数。通过 Ψ 表示母子波函数，通过 $\Psi(j)$ 表示其膨胀度。将处于比例尺 j 上的子波的位置标引称为平移。通过二维序列 $\Psi(j,k)$ 充分描述子波的值，其中， j 是子波的比例尺标引， k 是平移标引。将 DWT 定义为：

$$C(j,k) = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \psi_{j,k}[n], \quad \text{其中 } \psi_{j,k}[n] = 2^{-j/2} \psi(2^{-j}n-k)$$

系数 $C(j,k)$ 是处于子波 $Y(j,k)$ 与原始信号 $x[n]$ 的内积的不同比例尺 j 和平移 k 上的子波系数。在子波坐标中，保存有关信号能量的频率和位置（时间）的信息。这是一种噪声抑制处理，其利用了有关基本信号和干扰其的噪声的平滑度和相干性的假设。与在频域中的滤波类似，子波系数阈值设定算法减少了子波域内的子波系数的组。这一处理是以这样的假设为基础的，即，基础信号是平滑的、相干的，而与该信号混合的噪声则是粗糙的、不相干的。信号的平滑度是与其带宽相关的特性，相对于能够对信号进行求导的次数定义信号的平滑度。平滑度等于能够计算的连续导数的数量。如果信号的能量在时域和频域内都是集中的，就说该信号是相干的。不相干噪声是“铺开”的，而非集中的。对于相关性的一种测量是需要多少子波系数来表示 99% 的信号能量。时间频率信号空间完全被处于所有比例尺和平移上的子波系数所跨越。处于适当选定的子波基内的充分集中的信号分解只需很少的几个系数来表示 99% 的信号能量。但是，完全不相干的噪声将需要跨越整个空间的系数的 99% 来表示其能量的 99%。

这一常规的子波去噪声处理是三级处理：

1. 对信号进行子波变换，以获得处于不同比例尺上的子波系数
2. 对系数设定阈值，并将任何小于阈值 δ 的系数设为零
3. 执行递子波变换，从而对原始信号给出近似表示

在去噪声处理中，通过将子波系数有选择地设为零而使噪声分量衰减。因而，去噪声是非线性运算，因为不同的系数受到阈值设定函数的不同影响。在这一算法中有很多用于实现控制的参数：子波分解级别、阈值选择，在保持固定的量的不同子波系数上采用不同的阈值。

根据本发明的实施例，去噪声处理涉及将所获取的信号划分成离散间隔或者“帧”，之后对所述帧求均值，并对经过求均值的帧进行去噪声。在重组信号之前经过去噪声的帧的量越大，去噪声处理的结果就越好。优选采用相邻帧，并计算它们的线性平均值，由此组合所述帧。选择这一方法的原因在于其简单性、计算稳定性和易于理解的性态。之后，对这一二元线性平均值去噪声，并建立新的帧。总体思路在于生成尽可能多的帧的初始布置的排列，并持续对这些新的帧组合进行求均值和去噪声。这一重组过程是树状处理，其可以包括上述双树处理，其中，建

立了新的重组帧的级别。求均值和去噪声运算建立了处于级别 k 上的帧，所述帧不再是来自级别 k-1 的帧的线性组合。

可以通过各种标准评估能够完成这一任务的很多可能的算法：实现的简易性、计算效率、计算稳定性等。对于本发明而言，采用了实现的简易性，因为本发明的关键方面在于不同子波去噪声技术的实现，而不是帧重新布置的组合拓扑。帧重新布置的优选方案的目标在于产生足够多的新的帧，以获得令人满意的性能。

还将处理器 210 配置为执行内存存储器 211 中包含的指令，以执行从经处理的信号中提取信号的算法。在一个实施例中，处理器 210 对经处理的信号执行实现定量 EEG (QEEG) 特征提取算法的指令。采用利用快速傅里叶变换 (FFT) 分析的算法描绘经处理的信号的频率成分的特征，典型地，将所述信号划分为常规频带： δ (1.5-3.5Hz)、 θ (3.5-7.5Hz)、 α (7.5-12.5Hz)、 β (12.5-25Hz) 和 γ (25-50Hz)。还可以采用更高的 EEG 频率，例如高达 1000Hz 或更高的频率。这些特征可以包括经处理的信号的特性，例如，绝对和相对功率、对称性和相干性。在分析处理脑波背景下，绝对功率是经处理的信号的整个频谱中每一频带内的功率的平均量，是脑的电学活动的强度的量度。相对功率是各个电极和各个频带占所贡献的总功率的百分比，是脑活动如何分布的量度。对称性是每一频带内两个脑半球的对应区域之间的活动水平的比率，是所观察的活动的平衡量度。相干性是两个半球的对应区域的电学事件的同步程度，是脑活动的协调性量度。可以认为由过程信号的光谱分析得到的这四个单变特征基本类别刻划了脑活动的独立方面的特征，可以认为其中的每者对各种不同的临床条件和状态变化敏感。例如，采用对数函数对全套的各个成对特征进行计算和变换以实现高斯量度 (Gaussianity)。一旦演示出了高斯分布，并且用了年龄退化，就执行统计学 Z 变换。采用 Z 变换描述与年龄预期正常值的偏差：

Z = 对象值处于正常范围内的概率

$$Z = \frac{\text{对象值} - \text{年龄正常值}}{\text{年龄标准偏差}}$$

Z 变换的重要性在于其允许利用概率的公共度量组合具有不同度量

的测度。采用来自被认定为正常或具有其他条件的大量对象的响应信号的数据库，针对每一电极确定这些响应信号的分布。具体而言，将每一提取的特征或因子得分转化为Z变换得分或因子Z得分，其刻划了在对象中观察到的提取特征值或因子得分将与正常值相符的概率的特征。

还将处理器210配置为执行对所提取的特征或Z得分分类的算法。在一个实施例中，使这些单变数据组受到高斯归一化，从而提高后继统计分析的准确性。为Z得分给出选定的判别得分。每一判别得分是针对源自于对象的经处理的信号的单极和/或双极单变和多变特征的Z得分的选定子组的各个加权组合。处理器210执行针对两个或更多诊断类别的每者评估各个判别得分的算法，其将几个选定Z得分中的每者乘以相应的系数，并使所得乘积相加。所述系数通常在诊断类别之间，以及在Z得分之间存在差异。通过作为相关判别得分的函数的概率评估表达式评估对象属于两个或更多诊断类别之一的概率，其做法是使结果与内存存储器211提供的针对选定脑状态的极限值进行对照。

诊断类别可以指示出对象表现出了正常脑功能还是异常脑功能。此外，可以将异常脑功能进一步分解为各种诊断类别，所述诊断类别表示实质上为精神或“功能”性的，实质为器质性的，侧部或全局的，急症或“警告”病症，其可以包括癫痫发作、异常脑干响应或突发遏抑。可以将精神或“功能”性脑功能分解为指示精神紊乱的具体类型的具体诊断类别。类似地，可以将器质性的侧部和全局脑功能进一步分解为指示侧部和全局异常的具体类型的具体诊断类别。设备确定对象201正在经历特定类型的异常脑功能的概率的能力使得医疗专业人员能够相应地采取措施。例如，如果对象被诊断为具有脑功能表现出器质性异常的高概率，那么所述设备将进一步判断脑功能表现出侧部异常还是表现出全局异常的概率更高，从而允许医疗专业人员区分诸如脑震荡、毒性、脑炎等的全局异常和诸如缺血性和出血性中风的侧部异常。可以将对象201属于特定诊断类别的概率显示在LCD显示器219上。例如，在上述对象201表现出器质性侧部异常的情形下，LCD显示器219可以进一步显示，对象的脑功能80%表现出出血性中风，15%表现为缺血性中风，5%表现为硬脑膜下血肿。此外，如果将对象201诊断为具有患有急症或“警告”病症的高概率，例如，活跃性癫痫发作，那么医疗专业人员也能够对对象201提供及时的紧急治疗。

所述新颖的设备和方法允许对对象的神经状态进行快速的拣别分类评估，因而能够实现对头部损伤和神经疾病患者做出及时诊断和治疗。还可以将所述设备封装在便携式套件内，所述套件带有有关利用所述设备执行快速拣别分类评估的指令。

对于本领域技术人员而言，考虑到本说明书以及文中公开的对本发明的实践，本发明的其他实施例将变得显而易见。应当指出，本说明书和例子只是示例性的，通过权利要求限定本发明的精神和范围。

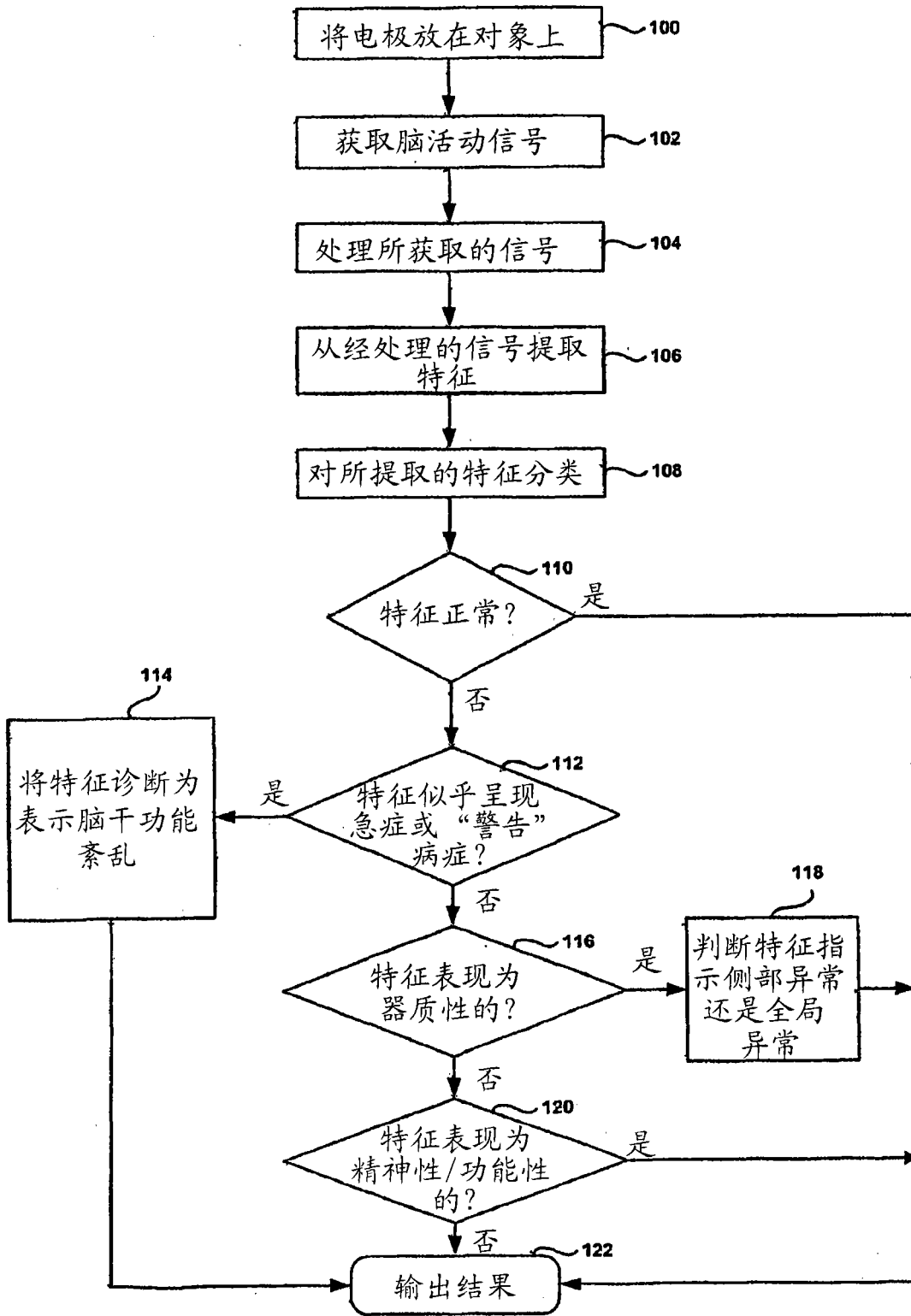


图 1

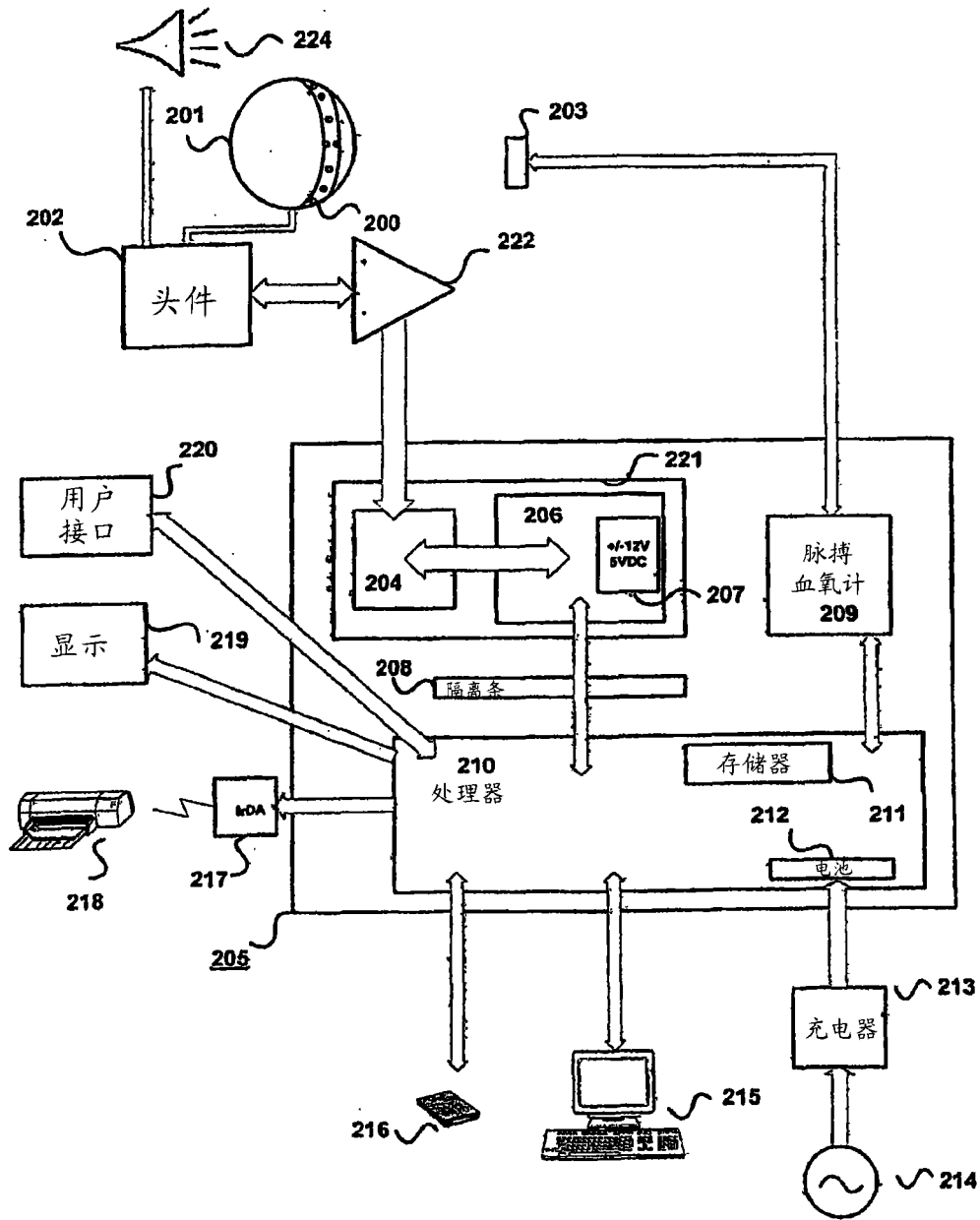


图 2

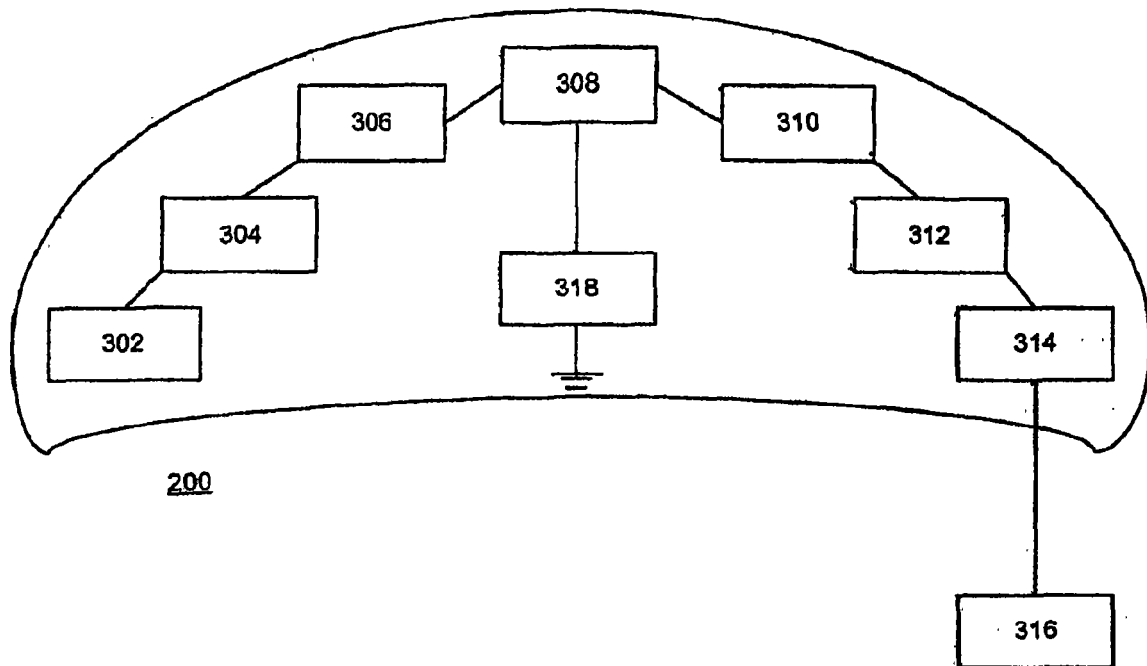


图 3

专利名称(译)	用于评估脑功能的方法和便携式自动脑功能评估设备		
公开(公告)号	CN101500471A	公开(公告)日	2009-08-05
申请号	CN200680032572.1	申请日	2006-07-26
[标]申请(专利权)人(译)	脑仪公司		
申请(专利权)人(译)	脑仪公司		
当前申请(专利权)人(译)	脑仪公司		
[标]发明人	E考塞维克 AH坎布斯		
发明人	E·考塞维克 A·H·坎布斯		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/411 A61B5/7264 A61B5/0484 A61B5/048 A61B5/7203 A61B5/726 A61B5/7257 A61B5/0478 A61B5/4064 A61B5/4076 A61B2560/0431 G16H50/20 A61B5/04845 A61B5/7475		
代理人(译)	王岳		
优先权	11/195001 2005-08-02 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

用于执行快速脑评估的方法和设备通过分析自发和诱发脑电势的组合提供对头部损伤病人的紧急拣别分类。对所述自发和诱发电势进行分析，并对结果进行分类，从而提供对病人脑部的实时评估，由此对其中的电势异常进行诊断。

