



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105144225 A

(43) 申请公布日 2015. 12. 09

(21) 申请号 201480015359. 4

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2014. 03. 05

G06Q 50/22(2012. 01)

(30) 优先权数据

A61B 5/00(2006. 01)

13/831, 609 2013. 03. 15 US

G06F 3/0481(2013. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 09. 14

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2014/020498 2014. 03. 05

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/149709 EN 2014. 09. 25

(71) 申请人 珀西斯特发展公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 N·尼尔恩伯格 S·B·威尔森

M·L·朔伊尔 A·皮罗兹亨科

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 李辉 潘聪

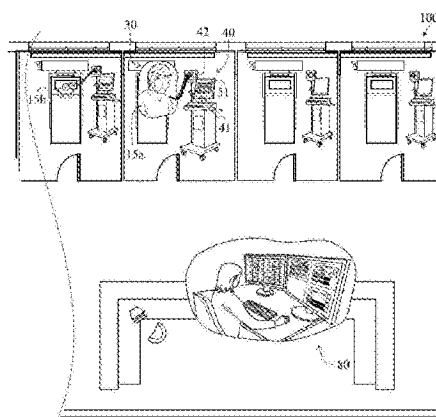
权利要求书2页 说明书6页 附图8页

(54) 发明名称

多患者 EEG 监控

(57) 摘要

本文公开了一种用于多个 EEG 采集和监控的系统 (100) 和方法 (500)。该系统包括通过网络与中心站 (80) 连接的多个 EEG 机 (40)。多个 EEG 机 (40) 中的每个 EEG 机 (40) 在屏幕页 (200) 上具有单独的单元, 以允许操作者监控多个 EEG 机 (40) 中的每个 EEG 机。



1. 一种用于监控多个 EEG 机并且采集来自每个 EEG 机的 EEG 记录的系统,所述系统包括:

多个 EEG 机,所述多个 EEG 机中的每个 EEG 机包括用于生成多个 EEG 信号的多个电极;网络;

客户端位点,包括处理引擎、数据库和显示监视器,所述处理引擎被配置成处理来自所述 EEG 机中的每个 EEG 机的所述多个 EEG 信号中的每个 EEG 信号以生成多个经处理的 EEG 记录,其中所述处理引擎被配置成在所述显示监视器上用于显示的显示页中的单独单元中显示所述 EEG 记录中的每个 EEG 记录。

2. 根据权利要求 1 所述的系统,其中在所述显示页中的所述单独单元中的每个单独单元中显示针对所述多个 EEG 记录中的每个 EEG 记录的多个趋势。

3. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述处理引擎被配置成分配单独单元至新近活跃的 EEG 机。

4. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述处理引擎被配置成允许在多个模式之间切换。

5. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述处理引擎被配置成实时更新所述单独单元中的每个单独单元。

6. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述处理引擎被配置成允许一次点击来打开活跃的 EEG 记录并且用单个所述单独单元占据整个所述显示页。

7. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述处理引擎被配置成分配用户接口。

8. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述处理引擎被配置成改变一个单元的多个参数中的参数而不影响在所述显示页上的任何其它单元的所述多个参数。

9. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述处理引擎被配置成:移动通过在所述显示页上的不同的打开的 EEG 记录,移动到局部 EEG 记录,并且允许一次点击来打开活跃的 EEG 记录并且用单个所述单独单元占据整个所述显示页。

10. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述处理引擎被配置成允许在所述显示页上审阅全部 EEG 记录。

11. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述多个 EEG 机中的每个 EEG 机还包括处理器和显示器,所述处理器连接到所述多个电极以根据所述多个 EEG 信号生成 EEG 记录,所述显示器连接到所述处理器以用于显示接近患者的 EEG 记录。

12. 一种用于监控多个 EEG 机并且采集针对所述 EEG 机中的每个 EEG 机的 EEG 记录的方法,所述方法包括:

从中心站监控多个 EEG 机,所述多个 EEG 机中的每个 EEG 机包括多个电极、放大器和处理器,所述中心站通过网络与所述多个 EEG 机中的每个 EEG 机通信;

从所述多个 EEG 机中的每个活跃的 EEG 机采集 EEG 信号;

处理所述 EEG 信号以生成针对所述多个 EEG 机中的每个所述活跃的 EEG 机的经处理的 EEG 记录;

在客户端设备处的显示页上的单独单元中显示针对所述多个 EEG 机中的每个所述活跃的 EEG 机的每个所述经处理的 EEG 记录。

13. 根据权利要求 12 所述的方法,还包括将所述 EEG 信号通过网络传输至所述客户端

设备处的处理引擎,以生成针对所述多个 EEG 机中的每个所述活跃的 EEG 机的经处理的 EEG 记录。

14. 根据权利要求 12 所述的方法,还包括在所述 EEG 机处理针对每个 EEG 机的所述 EEG 信号以生成针对所述多个 EEG 机中的每个所述活跃的 EEG 机的经处理的 EEG 记录,以及将针对所述多个 EEG 机中的每个所述活跃的 EEG 机的所述经处理的 EEG 记录通过网络传输至所述客户端设备。

15. 根据权利要求 14 所述的方法,还包括在所述显示页中的每个所述单独单元中显示针对每个所述 EEG 记录的多个趋势。

16. 根据权利要求 14 所述的方法,还包括将单独单元分配至新近活跃的 EEG 机。

17. 根据权利要求 14 所述的方法,还包括在所述单独单元中的每个单独单元中的多个模式之间切换。

18. 根据权利要求 14 所述的方法,还包括实时更新所述单独单元中的每个单独单元。

19. 根据权利要求 14 所述的方法,还包括使用一次点击来打开活跃的 EEG 记录并且用单个所述单独单元占据整个所述显示页。

20. 根据权利要求 14 所述的方法,还包括分配用户接口。

21. 根据权利要求 14 所述的方法,还包括改变一个单元的多个参数中的参数而不影响在所述显示页上的任何其它单元的多个参数。

22. 根据权利要求 14 所述的方法,还包括:移动通过在所述显示页上的不同的打开的 EEG 记录,移动到局部 EEG 记录,并且允许一次点击来打开活跃的 EEG 记录并且用单个所述单独单元占据整个所述显示页。

多患者 EEG 监控

技术领域

[0001] 本发明总体涉及用于显示 EEG 数据的方法和系统。更具体而言,本发明涉及用于采集和监控多个 EEG 机的方法和系统。

背景技术

[0002] 脑电图 (“EEG”) 是测量和记录人的大脑的电活动以便评价脑功能的诊断工具。多个电极被附着到人的头部并且通过接线连接到机器。机器放大信号并记录人的大脑的电活动。通过对在多个神经元上的神经活动求和来产生电活动。这些神经元生成小的电压场。这些电压场的聚集产生在人的头部上的电极能够检测和记录的电读数。EEG 是多个较简单的信号的叠加。在正常成人中,EEG 信号的幅度通常在 1 微伏到 100 微伏的范围,并且当利用硬脑膜下电极测量时 EEG 信号为大约 10 毫伏到 20 毫伏。对电信号的幅度和时间动态的监测提供与潜在的神经活动和人的医疗状况有关的信息。

[0003] EEG 被执行以:诊断癫痫;验证关于意识丧失或痴呆的问题;验证昏迷中的人的脑活动;研究睡眠障碍,在外科手术期间监测脑活动,以及额外的身体问题。

[0004] 多个电极(通常 17 至 21 个,然而存在针对至少 71 个的标准位置)在 EEG 期间被附着到人的头部。通过与人的大脑的脑叶或区域有关的电极的位置来引用电极。引用如下:F = 额部的;Fp = 额极的;T = 颞叶的;C = 中央的;P = 顶部的;O = 枕部的;并且 A = 近耳的(耳部电极)。数字被用于进一步使位置变窄,并且“z”点涉及在人的头部的中线中的电极位点。心电图 (“EKG”) 还可以显现在 EEG 显示器上。

[0005] EEG 使用被称作导联 (montage) 的电极的各种组合来记录来自不同放大器的脑电波。导联一般被创建以提供在脑皮层上的 EEG 的空间分布的清晰图片。导联是从记录电极的空间阵列获得的电图并且优选地指的是在特定时间点被检查的电极的特定组合。

[0006] 在双极导联中,通过将一个通道的电极输入端 2 连接到随后通道的输入端 1 来链接连续的电极对,使得相邻通道具有共同的一个电极。电极的双极链可以从前到后(纵向的)或从左到右(横向的)进行连接。在双极导联中,比较两个有源电极位点之间的信号,得到记录的活动的差异。另一种类型的导联是参考导联或单级导联。在参考导联中,各种电极连接到每个放大器的输入端 1 并且参考电极连接到每个放大器的输入端 2。在参考导联中,在有源电极位点处收集信号并且将该信号与共同参考电极进行比较。

[0007] 参考导联有益于确定波形的真实幅度和形态。对于颞叶电极,CZ 通常是良好的头皮参考。

[0008] 能够对电活动的源点进行定位 (“定位”) 对于能够分析 EEG 是关键。对双极导联中的正常或异常脑电波的定位通常通过识别“相位反转”来完成,“相位反转”是指链内的两个通道的偏转指向相反的方向。在参考导联中,所有通道可以示出在相同方向上的偏转。如果在有源电极处的电活动当与在参考电极处的活动比较时是正的,则偏转将向下。其中电活动与在参考电极处的电活动相同的电极将不示出任何偏转。一般地,具有最大向上偏转的电极表示参考导联中的最大负活动。

[0009] 一些图案指示朝向人中的癫痫的倾向。医师可以将这些波称为“癫痫样异常”或“癫痫波”。这些包括棘波 (spike)、尖波 (sharp wave)、以及棘波放电 (spike-and-wave discharge)。在诸如左颞叶的大脑的特定区域中的棘波和尖波指示部分癫痫可能有可能来自于该区域。另一方面,原发性全身性癫痫由广泛分布在大脑的两个半球上的棘波放电揭示,尤其在棘波放电同时在两个半球中开始的情况下。

[0010] 存在若干类型的脑电波:alpha 波、beta 波、delta 波、theta 波以及 gamma 波。Alpha 波具有 8 赫兹到 12 赫兹 (“Hz”) 的频率。Alpha 波通常当人放松或在清醒状态中时当人的眼睛闭上但是人在精神上是警觉的发现。当人的眼睛张开或人集中注意力时,Alpha 波结束。Beta 波具有 13Hz 到 30Hz 的频率。Beta 波通常当人警觉、思考、激动或服用高剂量的特定药物时发现。Delta 波具有小于 3Hz 的频率。Delta 波通常当人睡着 (非 REM 睡眠或没有做梦的睡眠) 或人是幼儿时发现。Theta 波具有 4Hz 到 7Hz 的频率。Theta 波通常当人睡着 (做梦或 REM 睡眠) 或人是幼儿时发现。Gamma 波具有 30Hz 到 100Hz 的频率。Gamma 波通常在高级精神活动和运动功能时发现。

[0011] 本文中使用的以下定义。

[0012] “幅度”是指从波谷到最大峰 (负的或正的) 测得的垂直距离。其表示与神经元群的大小和其在分量生成期间的激活同步性有关的信息。

[0013] 术语“模拟数字转换”是指当模拟信号被转换成能够之后被存储在计算机中以用于进一步处理的数字信号时的情况。模拟信号是“真实世界”信号 (例如,诸如脑电图、心电图或眼电图的生理信号)。为了使它们被存储并且由计算机操纵,这些信号必须被转换成计算机能够理解的离散数字形式。

[0014] “伪影 (artifact)”是由 EEG 沿头皮检测到的但是源自于非脑源点的电信号。存在患者相关伪影 (例如,移动、出汗、ECG、眼部移动) 和技术伪影 (50/60Hz 伪影、线缆移动、电极膏相关的伪影)。

[0015] 术语“差分放大器”是指电生理仪器的关键。其放大在两个输入端之间的差异 (每对电极一个放大器)。

[0016] “持续时间”是从电压变化的开始到其返回到基线的时间间隔。其也是在分量生成中涉及的神经元的同步性激活的测量结果。

[0017] “电极”是指用于建立与电路的非金属部分的电接触的导体。EEG 电极是通常由不锈钢、锡、金或覆盖有氧化银涂层的银制成的小金属片。它们被放置在头皮上的专门的位置中。

[0018] “电极凝胶”用作电极的可塑延伸,使得电极引线的移动不太可能产生伪影。凝胶使皮肤接触最大化并且允许通过皮肤的低阻抗记录。

[0019] 术语“电极定位”(10/20 系统) 是指用于典型 EEG 记录的头皮电极的标准化布置。该系统的本质是鼻根 - 枕骨隆突 (Nasion-Inion) 与固定点之间的 10/20 范围的百分数中的距离。这些点被标记为额极 (Fp)、中央 (C)、颞顶 (P)、枕部 (O)、以及颞叶 (T)。中线电极被标记有脚注 z, 其代表零。奇数用作在左半球上的点的脚注, 并且偶数用作在右半球上的点的脚注。

[0020] “脑电图”或“EEG”是指通过记录来自头皮的大脑的电活动的由脑电图仪做出的脑电波的轨迹。

[0021] “脑电图仪”是指用于检测并记录脑电波的装置（还称作脑电描记器（encephalograph））。

[0022] “癫痫样”是指类似癫痫。

[0023] “滤波”是指从信号移除不想要的频率的过程。

[0024] “滤波器”是更改信号的频率组分的设备。

[0025] “导联”指电极的布置。能够利用双极导联或参考导联来监测 EEG。双极导联指每个通道存在两个电极，因此对于每个通道存在参考电极。参考导联指对于所有通道存在共同参考电极。

[0026] “形态”指波形的形状。波的形状或 EEG 图案由组合来构成波形的频率并且由它们的相位和电压关系来确定。波图案能够被描述为：显现为包括一个主导活动的“单形态”显著 EEG 活动、包括组合形成复杂波形的多个频率的“多形态”显著 EEG 活动、类似正弦波的“正弦形”波。单形态活动通常是与背景活动明显不同的正弦形“瞬变”孤立波或图案。

[0027] “棘波”是指具有尖峰和从 20 毫秒到低于 70 毫秒的持续时间的瞬变。

[0028] 术语“尖波”指具有尖峰和 70 至 200 毫秒的持续时间的瞬变。

[0029] 术语“神经网络算法”是指识别具有是癫痫样异常的高可能性的尖波瞬变的算法。

[0030] “噪声”是指修改期望的信号的任何不想要的信号。其能够具有多个源。

[0031] “周期性”是指图案或元素在时间上的分布（例如，特定 EEG 活动在或多或少有规律的间隔上的出现）。活动可以是全身性的、局灶性的或偏侧性的。

[0032] EEG 历元（epoch）是根据时间和频率的 EEG 信号的幅度。由于设施例如医院仅有阅读 EEG 记录的一个熟练技术人员，因此需要能够从单个位点监控多个 EEG 机。

[0033] 由于诸如医院的设施仅有一个熟练阅读 EEG 记录的技术人员，因此需要能够从单个位点监控多个 EEG 机。

发明内容

[0034] 本发明提供用于在中心位置监控和分析多个 EEG 机的 EEG 记录。虽然监控了多个 EEG 机，但本发明允许独立地监控每个 EEG 记录而不影响其它 EEG 记录。

[0035] 本发明的一方面是一种用于监控多个 EEG 机并采集针对每个 EEG 机的 EEG 记录的方法。该方法包括从中心站监控多个 EEG 机。多个 EEG 机中的每个 EEG 机包括多个电极、放大器和处理器。中心站通过网络与多个 EEG 机中的每个 EEG 机连通。该方法还包括从多个 EEG 机中的每个活跃的 EEG 机采集 EEG 信号。该方法还包括处理 EEG 信号以生成针对多个 EEG 机中的每个活跃的 EEG 机的经处理 EEG 记录。该方法还包括在客户端设备的显示页上的单独单元中显示多个 EEG 机中的每个活跃的 EEG 机的每个经处理 EEG 记录。

[0036] 本发明的另一方面是一种用于监控多个 EEG 机并采集来自每个 EEG 机的 EEG 记录的系統。该系统包括多个 EEG 机、网络和客户端位点。每个 EEG 机包括用于生成多个 EEG 信号的多个电极。客户端位点包括处理引擎、数据库和显示监视器。处理引擎被配置成处理来自每个 EEG 机的多个 EEG 信号中的每个 EEG 信号以生成多个经处理 EEG 记录。处理引擎被配置成在显示监视器上用于显示的显示页中的单独单元中显示每个 EEG 记录。

附图说明

- [0037] 图 1 是用于监控多个 EEG 机并采集每个 EEG 机的 EEG 记录的系统的框图。
- [0038] 图 2 是用于监控多个 EEG 机的多个单元显示页的图示。
- [0039] 图 2A 是图 2 的虚线框 2A 的放大视图。
- [0040] 图 3 是用于监控多个 EEG 机的单个单元显示页的图示。
- [0041] 图 3A 是图 3 的虚线框 3A 的放大视图。
- [0042] 图 3B 是图 3 的虚线框 3B 的放大视图。
- [0043] 图 4 是用于监控多个 EEG 机并采集针对每个 EEG 机的 EEG 记录的系统的框图。
- [0044] 图 5 是用于监控多个 EEG 机并采集针对每个 EEG 机的 EEG 记录的方法的流程图。

具体实施方式

[0045] 如图 1 所示,用于监控多个 EEG 机并采集针对每个 EEG 机的 EEG 记录的系统通常指定为 100。系统 100 包括多个 EEG 机 40、网络 and 中心站 80。优选地,每个 EEG 机 40 与中心站 80 一起位于在单个设施内。备选地,每个 EEG 机 40 位于各种设施处,并通过网络连接至中心站。

[0046] 系统 100 允许在中心站 80 监控多个 EEG 机 40 并采集针对每个活跃的 EEG 机的 EEG 记录。

[0047] 每个 EEG 机 40 优选地包括多个电极 30、放大器 42、处理器 41 和显示器 51。图 2 示出了用于 EEG 自动伪影过滤的用户接口的系统 20。患者 15 佩戴由多个电极 35a-35c 组成的电极帽 31,多个电极 35a-35c 通过将电极 35 连接至 EEG 机组件 40 的接线 38 被附着至患者头部,EEG 机组件 40 由用于放大信号到具有处理器的计算机 41 的放大器 42 组成,处理器用于分析来自电极 35 的信号并产生 EEG 记录 51,EEG 记录可在显示器 50 上观察到。本发明使用的电极的更完整说明详见于 Wilson 等人美国专利号 8112141 的“a Method And Device For Quick Press On EEG Electrode”中,其全部内容通过引用并入本文。优化 EEG 用于自动伪影过滤。然后利用神经网络算法处理 EEG 记录,以生成被分析用于显示的经处理 EEG 记录。

[0048] 在中心站 80 处的客户端设备优选地具有 EEG 处理引擎以在中心站 80 处的显示监视器上用于显示的显示页的单独单元中显示针对每个 EEG 机 40 的每个 EEG 记录。处理引擎被配置为优选地在显示页的每个单独单元中显示针对每个 EEG 记录的多个趋势。处理引擎被配置为优选地将单独单元分配到新近活跃的 EEG 机。处理引擎被配置为优选地允许在多个模式之间进行切换。处理引擎被配置为优选地实时更新每个单独单元。处理引擎被配置为优选地允许一次点击打开活跃的 EEG 记录并用单个单独单元占据整个显示页。处理引擎被配置为优选地分配用户接口。处理引擎被配置为优选地改变一个单元的多个参数中的参数而不影响显示页上任何其它单元的多个参数。处理引擎被配置为优选地移动通过显示页上不同的打开的 EEG 记录,移动到局部 EEG 记录。处理引擎被配置为优选地允许在显示页上审阅全部 EEG 记录。

[0049] 分析 EEG 记录的附加描述列于 Wilson 等人于 2012 年 9 月 15 日提交的美国专利申请号 13/620855 的“a Method And System For Analyzing An EEG Recording”中,其全部内容通过引用并入本文。

[0050] 患者具有多个电极,多个电极通过将电极连接至用于放大信号到处理器的放大器

的接线被连接至患者头部,处理器用于分析来自电极的信号并产生 EEG 记录。脑在患者头部的不同点处产生不同的信号。多个电极被定位在患者的头部。CZ 位点在中心。电极的数量决定 EEG 信道的数量。更大数目的信道产生对患者脑活动的更详细的表示。优选地,EEG 机组件 40 的每个放大器 42 对应于附着到患者 15 头部的两个电极 35。从 EEG 机组件 40 的输出是由两个电极检测到的电活动的差异。每个电极的放置对于 EEG 报告是至关重要的,因为电极对彼此越接近,由 EEG 机组件 40 记录的脑波的差异越小。本发明使用的电极的更完整描述详见于 Wilson 等人的美国专利号 8112141 的“a Method And Device For Quick Press On EEG Electrode”中,其全部内容通过引用并入本文。

[0051] 图 2 是显示页 200 的图示。如图 2 所示,显示页 20 具有六个单独单元,每个单独单元代表通过网络连接至客户端设备的单独的 EEG 机 40。每个单独单元可以显示针对来自每个 EEG 机的每个 EEG 记录的不同趋势。如图 2A 所示,显示页 200 的单独单元显示针对 EEG 记录的多个趋势。

[0052] 如图 2A 所示,对于每个单独单元,多个趋势可以不同。伪影强度趋势 110a 显示为一系列水平线。示出的多条水平线包括:针对肌肉伪影的水平线,针对咀嚼伪影的水平线,针对垂直眼移动伪影的水平线,和针对横向眼移动伪影的水平线。本领域技术人员将认识到,在不偏离本发明的范围和精神的情况下可以使用更多或更少的水平线。

[0053] 对于上部的单独单元,图 2A 还显示癫痫概率趋势 120a、节律性谱图左半球趋势 130a、节律性谱图右半球趋势 140a、FFT 谱图左半球趋势 150a、FFT 谱图右半球趋势 160a、不对称相对谱图趋势 170a、不对称绝对指数趋势 180a、aEEG 趋势 190a 以及左半球和右半球趋势抑制比 210a。

[0054] 图 2A 也显示了针对不同的单独单元的趋势,其包括:癫痫概率趋势 120b、节律性谱图左半球趋势 130b、节律性谱图右半球趋势 140b、FFT 谱图左半球趋势 150b、FFT 谱图右半球趋势 160b、不对称相对谱图趋势 170b、不对称绝对指数趋势 180b、aEEG 趋势 190b 和左半球和右半球趋势抑制比 210b。

[0055] 显示页 200 示出上部单独单元的伪影强度趋势 110a 具有比显示页 200 的下部单独单元的伪影强度趋势 110b 相当大的量的伪影。

[0056] 节律性谱图允许人们在单个图像中看到癫痫的演变。节律性谱图测量以每个频率存在于 EEG 记录中的节律性的量。

[0057] 癫痫概率趋势表明癫痫活动的随时间计算出的概率。癫痫概率趋势显示检测到的癫痫的持续时间,并且还显示记录的区域可能低于癫痫检测截止,但仍有兴趣审阅。当癫痫概率趋势与其它趋势一起显示时,提供了 EEG 中定量变化的全面视图。

[0058] 图 3 示出单个单元的完整显示页视图。处理引擎允许一次点击机制以从显示页上的多个单独单元移动到单个单独单元的全屏视图。因此,如图 3A 和图 3B 所示,针对单个单独单元的实时 EEG 记录和趋势显示在单个显示页上。

[0059] 图 4 示出了用于监控多个 EEG 机并采集来自每个 EEG 机的 EEG 记录的系统 400。系统 100 包括:多个 EEG 机 40,网络 450(优选地局域网),客户端位点 425 和用于存储 EEG 记录的数据库 420。优选地,每个 EEG 机 40 与中心站 80 一起位于单个设施内。备选地,每个 EEG 机 40 位于各种设施内并通过网络连接至中心站。

[0060] 图 5 示出了用于监控多个 EEG 机并采集针对每个 EEG 机的 EEG 记录的方法 500。

在框 501,从中心站监控多个 EEG 机。多个 EEG 机中的每个 EEG 机包括:多个电极、放大器和处理器。中心站通过网络与多个 EEG 机中的每个 EEG 机通信。在框 502,从多个 EEG 机的每个活跃的 EEG 机采集 EEG 信号。在框 503,处理 EEG 信号以生成针对多个 EEG 机中的每个活跃的 EEG 机的经处理 EEG 记录。在框 504,针对多个 EEG 机的每个活跃的 EEG 机的每个经处理 EEG 记录显示在客户端设备的显示监视器处的显示页上的单独单元中。

[0061] 优化 EEG 用于自动伪影过滤。然后使用神经网络算法处理 EEG 记录以生成被分析用于显示的经处理 EEG 记录。EEG 记录采集过程中,处理引擎对 EEG 波形执行连续的分析并确定基于逐信道的大多数类型的电极伪影的存在。与人类读者很像,处理引擎通过分析 EEG 踪迹的多个特征来检测伪影。优选的伪影检测独立于阻抗检查。采集过程中,该处理监控寻找电极伪影的输入信道。当检测伪影时,它们从癫痫检测过程中自动消除并且可选地从趋势显示中消除。这使得癫痫检测的准确性水平非常高并且比前代的产品更容易读取趋势。

[0062] 从 EEG 消除伪影的算法通常使用盲源分离 (BSS) 算法,如 CCA(典型相关分析)和 ICA(独立分量分析),以将来自一组信道的信号转换成一组分量波或“来源”。

[0063] 在一个示例中,使用被称为 BSS-CCA 的算法以从 EEG 消除肌肉活动的影响。在记录的导联上使用该算法经常不会产生最佳结果。在这种情况下,通常最佳的是使用其中参考电极是国际 10-20 标准中的顶点电极(诸如 CZ)之一的导联。在这种算法中,所记录的导联在伪影消除之前首先被转换为 CZ 参考导联。倘若 CZ 处的信号表明这不是最好的选择,则该算法将会沿可能的参考电极的列表进行下去,以便找到合适的一个。

[0064] 在用户选择的导联上直接执行 BSS-CCA 是可能的。然而,存在两个问题。第一,这需要在选定的用于用户观看的每个导联上进行昂贵的伪影消除过程。第二,伪影消除会随一个导联到另一个而变化,并且仅当用户选择使用最佳参考的参考导联时是最佳的。由于阅览 EEG 所需的导联常常与消除伪影最佳的那个不一样,因此这不是一个很好的解决方案。

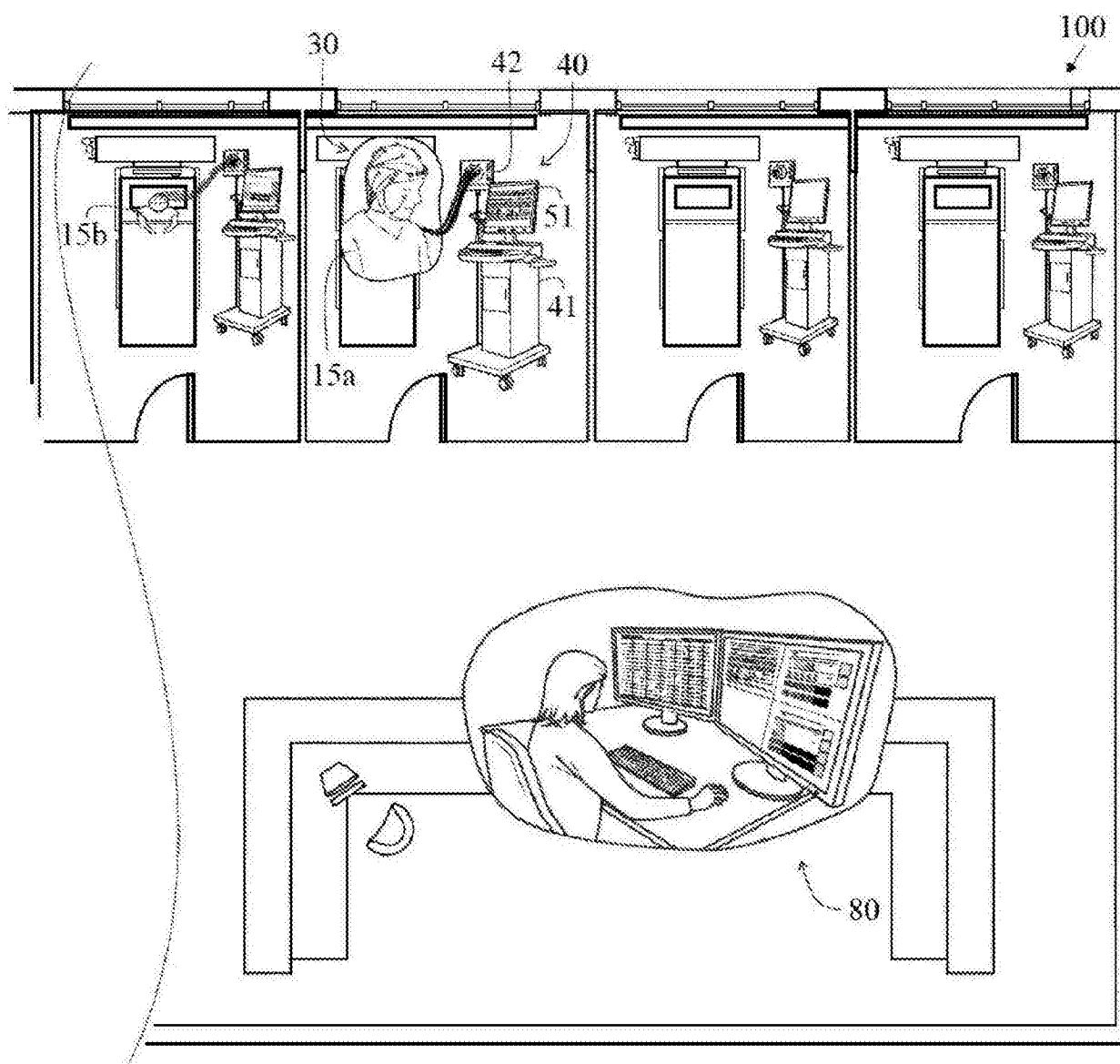


图 1

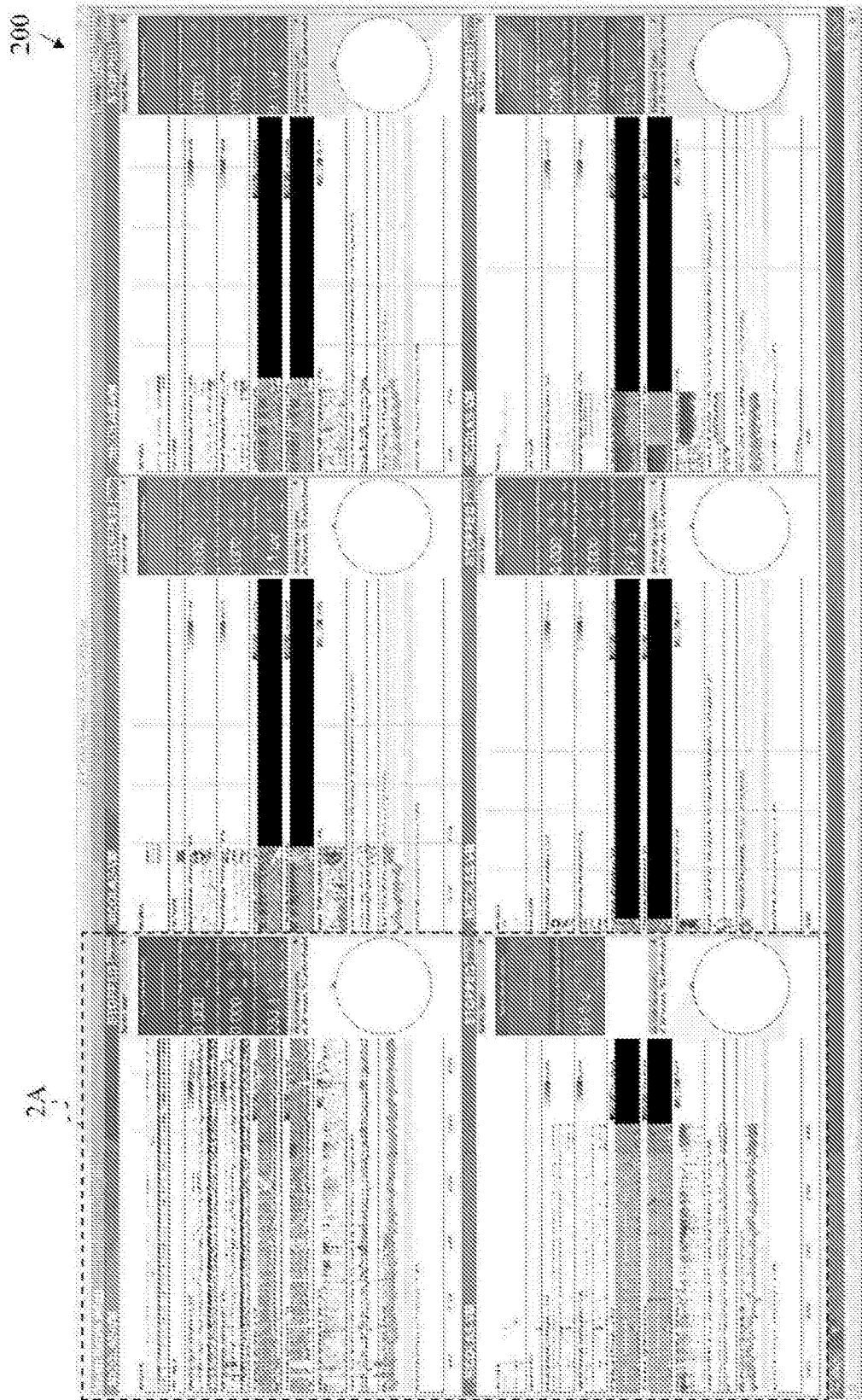


图 2

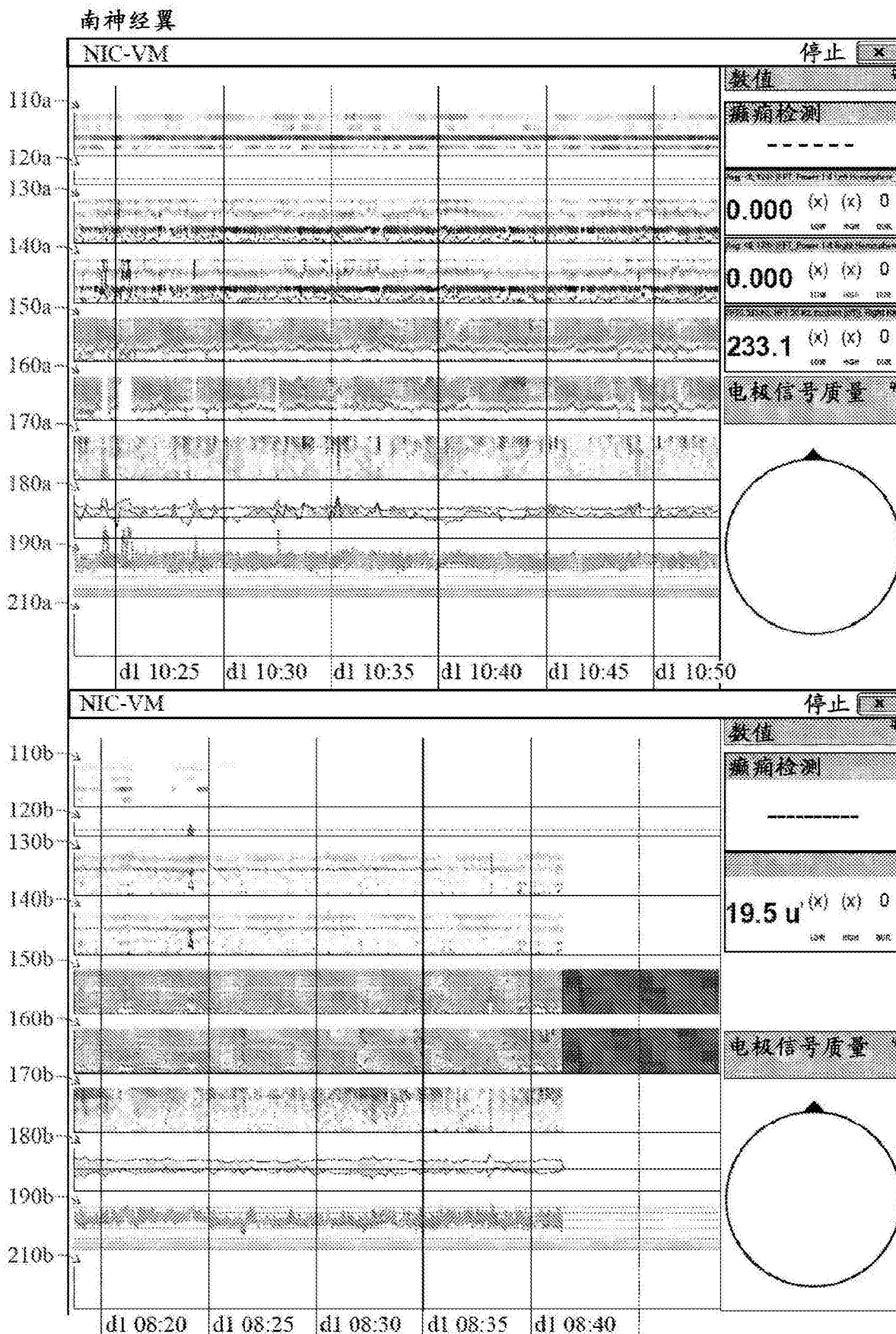


图 2A

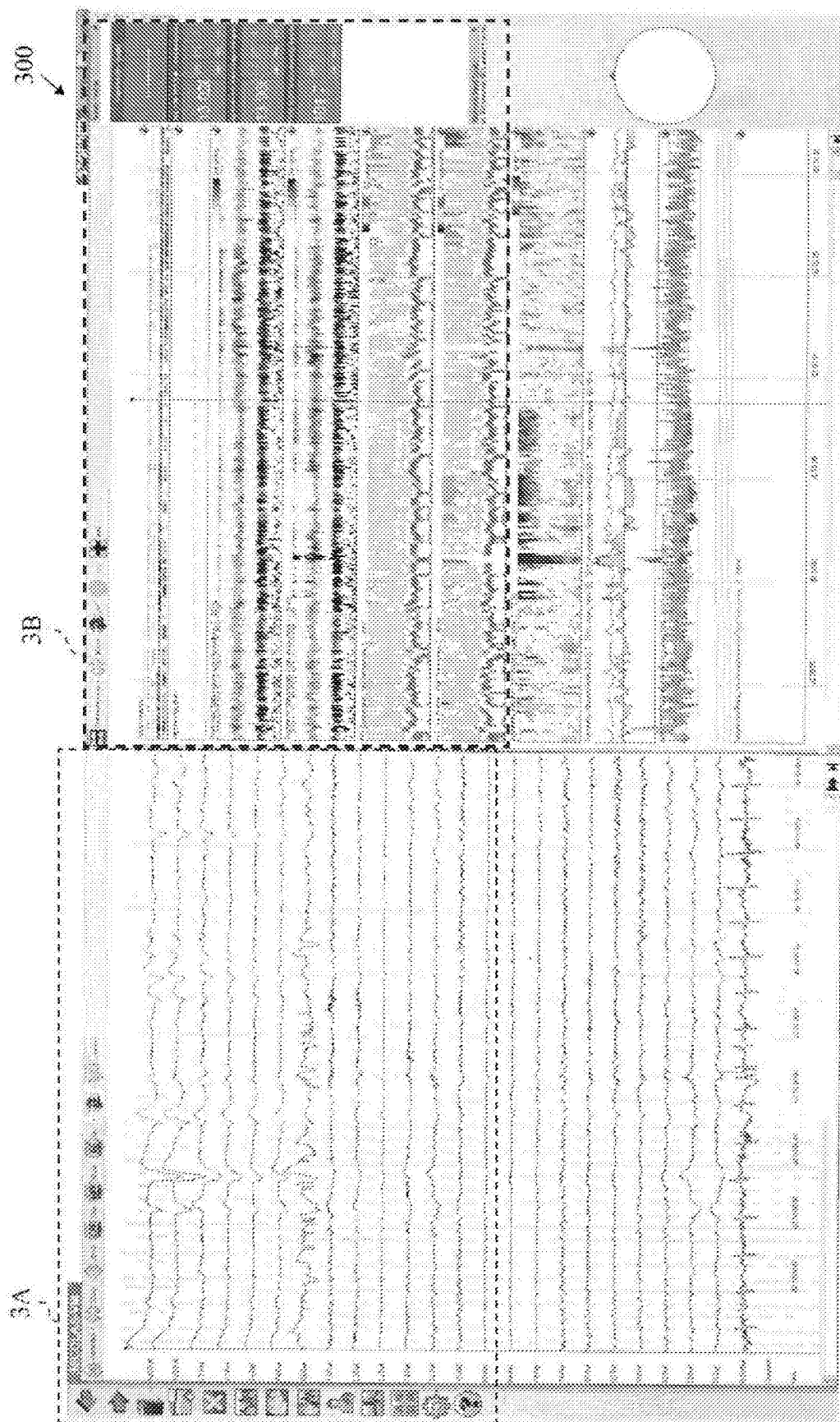


图 3

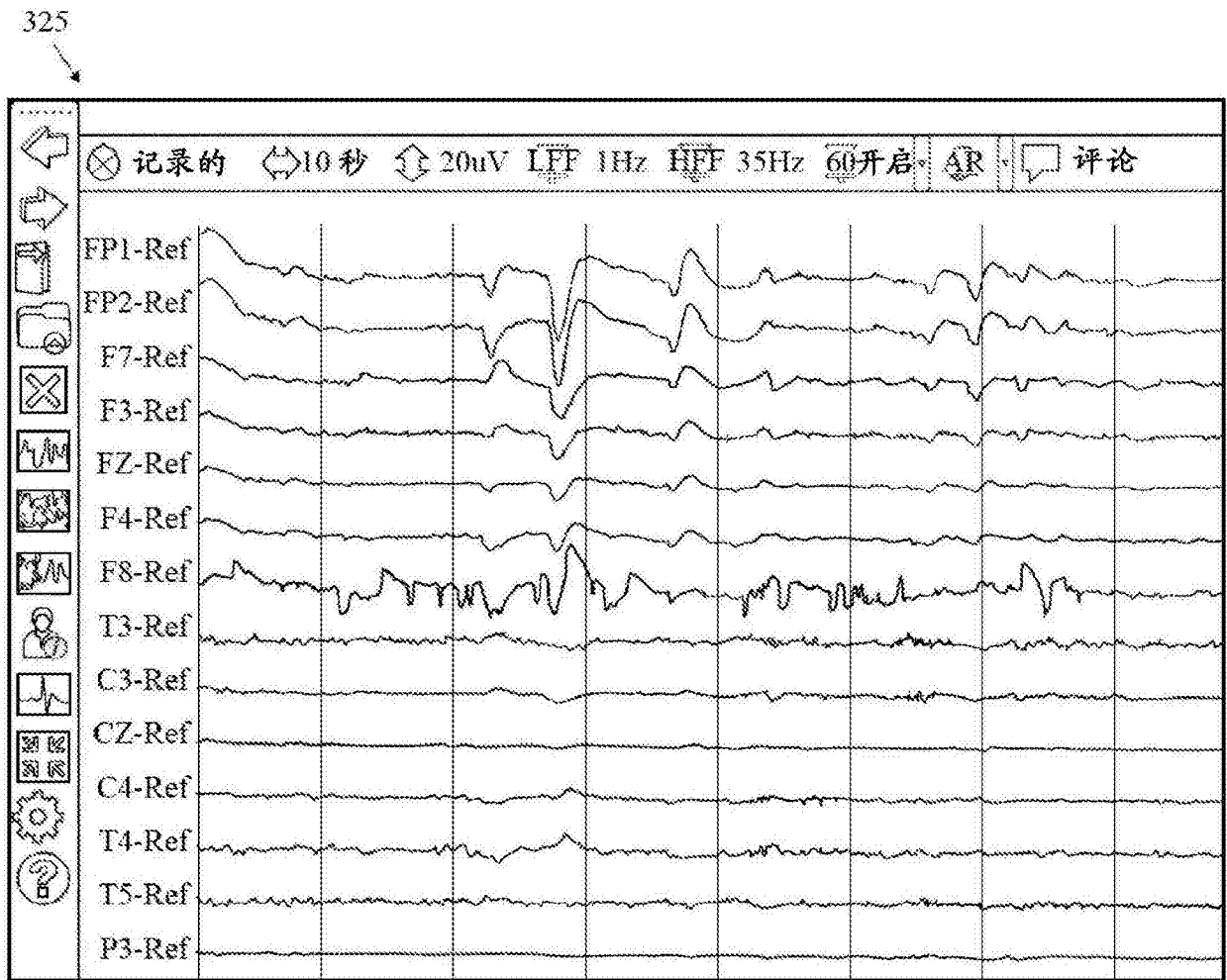


图 3A

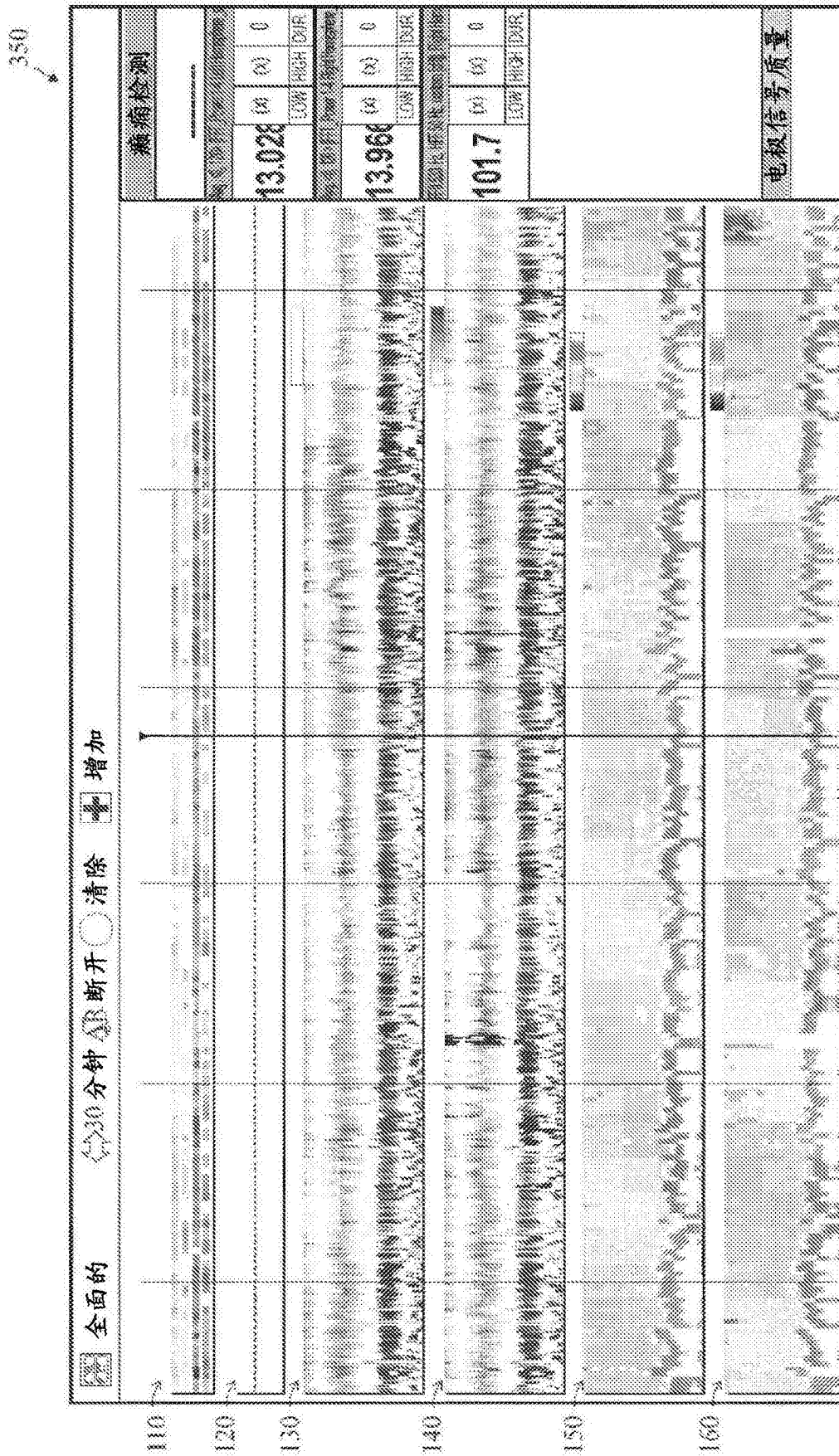


图 3B

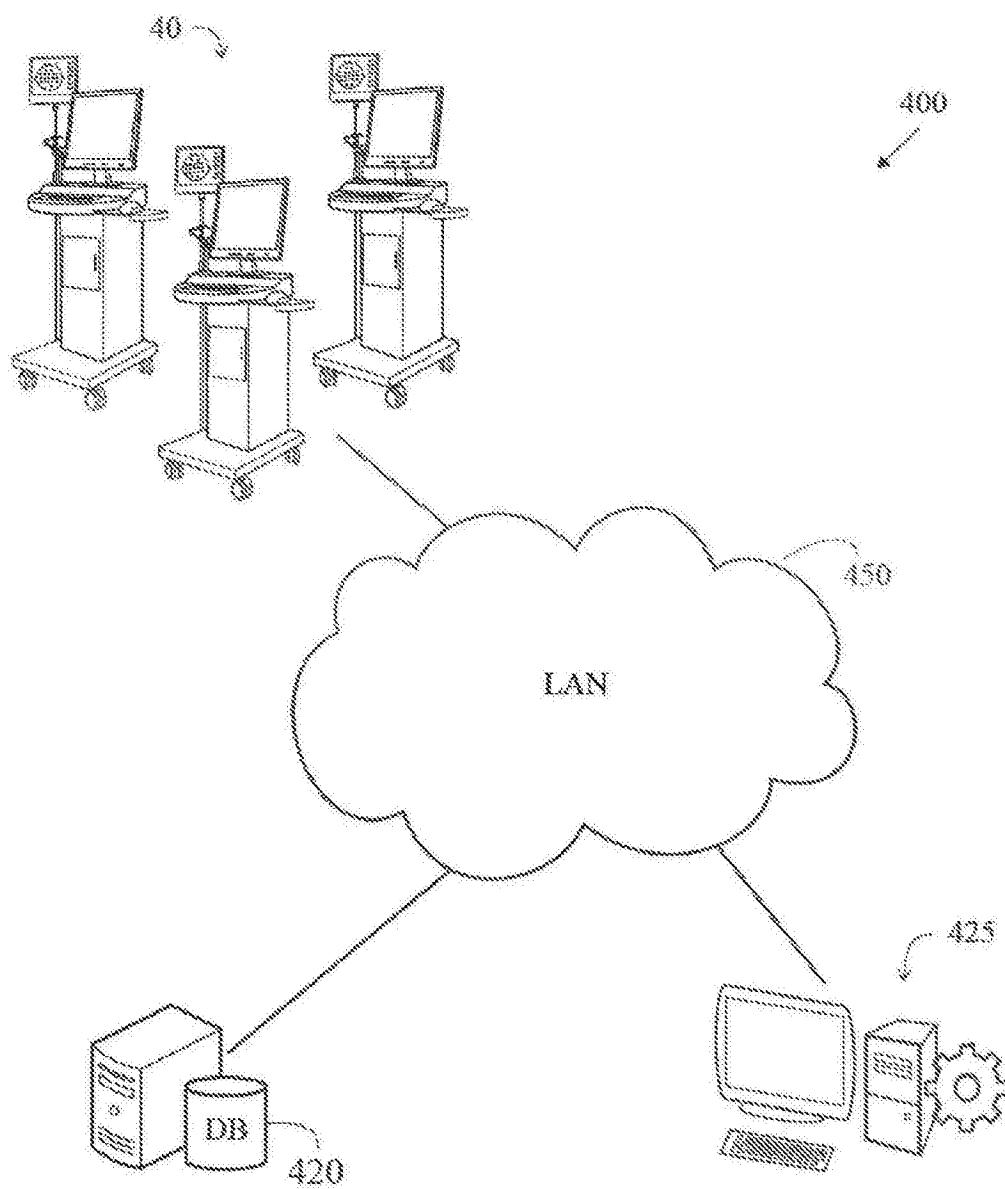


图 4

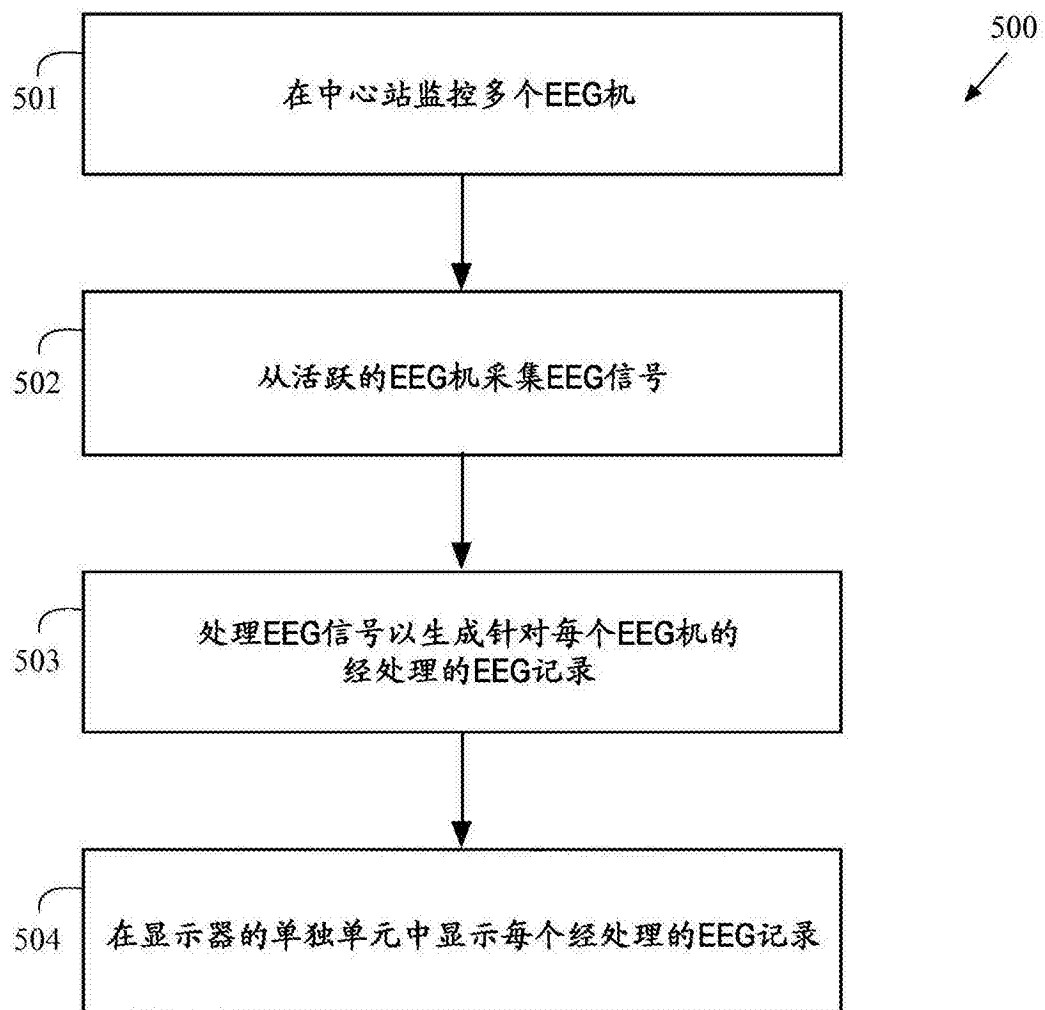


图 5

专利名称(译)	多患者EEG监控		
公开(公告)号	CN105144225A	公开(公告)日	2015-12-09
申请号	CN201480015359.4	申请日	2014-03-05
[标]申请(专利权)人(译)	珀西斯特发展公司		
申请(专利权)人(译)	珀西斯特发展公司		
当前申请(专利权)人(译)	珀西斯特发展公司		
[标]发明人	N·尼尔恩伯格 SB·威尔森 ML·朔伊尔 A·皮罗兹亨科		
发明人	N·尼尔恩伯格 S·B·威尔森 M·L·朔伊尔 A·皮罗兹亨科		
IPC分类号	G06Q50/22 A61B5/00 G06F3/0481		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/0006 A61B5/7445 G06K9/0051		
代理人(译)	李辉 潘聪		
优先权	13/831609 2013-03-15 US		
其他公开文献	CN105144225B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本文公开了一种用于多个EEG采集和监控的系统(100)和方法(500)。该系统包括通过网络与中心站(80)连接的多个EEG机(40)。多个EEG机(40)中的每个EEG机(40)在屏幕页(200)上具有单独的单元，以允许操作者监控多个EEG机(40)中的每个EEG机。

