

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/04 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680031159.3

[43] 公开日 2008年10月1日

[11] 公开号 CN 101277642A

[22] 申请日 2006.8.8
[21] 申请号 200680031159.3
[30] 优先权
 [32] 2005.9.2 [33] US [31] 60/713,899
[86] 国际申请 PCT/US2006/031569 2006.8.8
[87] 国际公布 WO2007/030275 英 2007.3.15
[85] 进入国家阶段日期 2008.2.26
[71] 申请人 埃姆申塞公司
 地址 美国加利福尼亚州
[72] 发明人 迈克尔·J·李 汉斯·C·李

[74] 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司
 代理人 李春晖 李德山

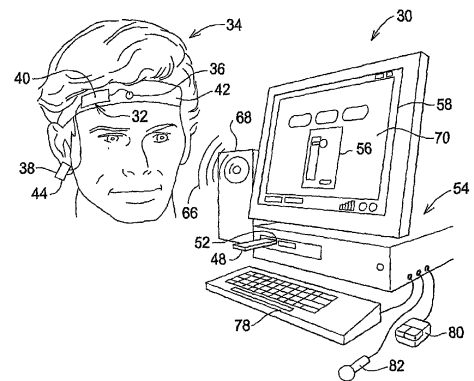
权利要求书 7 页 说明书 24 页 附图 7 页

[54] 发明名称

用于检测组织中的电活动的装置和方法

[57] 摘要

提供了一种或多种改进的示例实施例包括用于以基本限制或消除周围环境中的噪音影响的方式来检测人的组织中的电活动的装置和方法。



1. 一种方法，用于在可能引起电子元件中的电噪音的环境中检测用户组织中的电活动，该方法包括：

从用户皮肤上的第一点和第二点之间的组织来检测电活动，并对此响应来产生电压信号，该电压信号包含感兴趣的信号和不希望的信号；

对所述电压信号进行放大，以便放大所述感兴趣的信号和不希望的信号，而基本不放大噪音，该放大产生输出信号。

2. 根据权利要求1所述的方法，其中：对所述电压信号进行放大包括使用电子部件，该电子部件使用局部电压参考点，该方法还包括：

使所述第二点直接与所述局部电压参考点连接。

3. 根据权利要求1所述的方法，其中：对所述电压信号进行放大包括使用电子部件，该电子部件使用局部电压参考点和源电压，该方法还包括：

将所述电子部件定位在紧邻所述第二点的区域中，以便使所述局部电压参考点和源电压基本与所述第二点连接。

4. 根据权利要求1所述的方法，其中：对所述电压信号进行放大包括使用电子模块中的电子部件，且检测电活动包括使用从电子模块延伸至所述第一和第二点处的电极的导体，该方法还包括：

通过使所述电子模块除了所述延伸至电极的导体之外没有电线、光纤或其它延伸部分，电隔离所述电子模块。

5. 根据权利要求1所述的方法，还包括：

过滤所述输出信号，以衰减所述不希望的信号，并使所述感兴趣的信号与所述不希望的信号隔离。

6. 根据权利要求5所述的方法，还包括：

将所述感兴趣的信号发送给计算装置。

7. 根据权利要求6所述的方法，其中：所述感兴趣的信号通过无线连接被发送给计算装置。

8. 根据权利要求6所述的方法，其中：所述计算装置显示与所述感兴趣的信号相关的信息。

9. 根据权利要求 6 所述的方法, 其中: 所述计算装置产生与所述感兴趣的信号相关的声音。

10. 根据权利要求 5 所述的方法, 其中: 所述感兴趣的信号涉及用户脑组织中的电活动。

11. 根据权利要求 5 所述的方法, 其中: 所述感兴趣的信号涉及用户肌肉组织中的电活动。

12. 根据权利要求 5 所述的方法, 其中: 所述感兴趣的信号涉及用户心脏组织中的电活动。

13. 根据权利要求 5 所述的方法, 其中: 所述过滤输出信号衰减了低于 4Hz 高于和 12Hz 的不希望信号。

14. 根据权利要求 5 所述的方法, 其中: 所述感兴趣的信号是 α 和 θ 带脑电波。

15. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中: 所述第二点在用户的耳朵上。

16. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中: 所述第二点离第一点大约 4 英寸。

17. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中: 所述第二点在用户的前额上。

18. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中: 所述第二点在第一点的 8 英寸范围内。

19. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中: 所述不希望的信号包括由环境噪音引起的噪音信号。

20. 一种方法, 用于在受到电噪音影响的噪音环境中检测用户组织中的电活动, 该方法包括:

使传感器电极与用户的皮肤在第一点处连接;

使参考电极与用户的皮肤在第二点处连接, 该第二点与第一点分开, 以允许所述传感器电极检测在所述第一点处的组织中的、相对于所述第二点的电活动; 以及

提供放大器, 该放大器被配置成放大所述电活动, 同时基本减小噪音环境的影响。

21. 根据权利要求 20 所述的方法, 其中: 使参考电极与用户的皮肤连接引起在所述参考电极的表面和皮肤之间的接触电阻, 该方法还包括:

将所述放大器配置成允许所述参考电极的表面与用户的皮肤在第二点处直接接触，而不需要对皮肤进行准备或使用减小接触电阻的材料。

22. 根据权利要求 21 所述的方法，其中：所述放大器被配置成允许所述接触电阻高至 500000 欧姆。

23. 根据权利要求 20 所述的方法，还包括：

将所述放大器定位成紧邻所述参考电极，使得所述参考电极和放大器基本在同一噪音环境中。

24. 根据权利要求 20 所述的方法，还包括：

将所述放大器定位成紧邻所述参考电极，使得所述参考电极和放大器电容耦合。

25. 根据权利要求 20 所述的方法，还包括：

将所述放大器定位在太阳穴处，而将所述参考电极定位在用户的耳朵上。

26. 根据权利要求 25 所述的方法，其中：将所述放大器和参考电极定位在用户的右侧太阳穴和耳朵上。

27. 根据权利要求 20 所述的方法，还包括：

通过过滤放大的电活动而使所述感兴趣的信号与检测的电活动隔离。

28. 根据权利要求 27 所述的方法，其中：所述感兴趣的信号涉及用户脑组织中的电活动。

29. 根据权利要求 27 所述的方法，其中：所述感兴趣的信号涉及用户肌肉组织中的电活动。

30. 根据权利要求 27 所述的方法，其中：所述感兴趣的信号涉及用户心脏组织中的电活动。

31. 根据权利要求 27 所述的方法，其中：过滤所述放大的电活动衰减了低于 4Hz 高于 12Hz 的不希望信号。

32. 根据权利要求 27 所述的方法，其中：所述所希望的信号是 α 和 θ 带脑电波。

33. 根据权利要求 20 所述的方法，其中：所述电活动通过无线连接被发送给显示装置。

34. 根据权利要求 20 所述的方法，其中：所述放大器产生模拟形式

的输出信号，该方法还包括：

将所述输出信号从模拟转换成数字。

35. 根据权利要求 34 所述的方法，其中：所述输出信号以 60Hz 的倍数的速率被转换。

36. 根据权利要求 34 所述的方法，其中：对所述数字输出信号检测与 EEG 数据不一致的数据，且从所述数字输出信号中除去该不一致的数据。

37. 根据权利要求 34 所述的方法，其中：所述数字输出信号利用离散傅立叶变换来变换，以根据所述数字输出信号的能谱来确定能谱信号。

38. 根据权利要求 37 所述的方法，其中：所述能谱信号被分成 60 试样的组，并使能谱分成 1Hz 宽的频谱范围。

39. 根据权利要求 37 所述的方法，其中：能谱信号分成 30 试样的组，并使能谱分成 2Hz 宽的频谱范围。

40. 根据权利要求 37 所述的方法，其中：能谱信号分成试样组，并使能谱分成频谱范围，各个频谱范围表示在特定频率范围中的能量，对具有在 4-8Hz 的频谱范围中的能量进行求和，以便产生 θ 带能量信号。

41. 根据权利要求 40 所述的方法，其中：对具有 8-12Hz 的频谱范围中的能量进行求和，以便产生 α 带能量信号。

42. 根据权利要求 41 所述的方法，其中：所述感兴趣的信号通过确定 α 和 θ 带能量信号的比例来产生。

43. 根据权利要求 42 所述的方法，其中：该比例是 $(\theta \text{ 信号} - \alpha \text{ 信号}) / (\theta \text{ 信号} + \alpha \text{ 信号})$ 。

44. 根据权利要求 20 所述的方法，其中：所述放大器产生模拟形式的输出信号，该方法还包括：

在各 1/60 秒中对所述输出信号进行取样，以获得特定数目的试样；以及

对各 1/60 秒的试样进行求和，以产生没有 60Hz 干扰的处理信号。

45. 一种传感器电路，用于检测用户组织中的电活动，并从检测的电活动中隔离和放大感兴趣的信号，该电路包括：

传感器电极，用于布置在用户皮肤上的第一点处；

参考电极，用于布置在离所述第一点一定距离的第二点，以允许所述传感器电极检测电活动，并产生相对于第二点的电压信号，该电压信号包括响应的感兴趣信号；以及

电子模块，该电子模块包括：

电源，该电源具有正负源电压以及与所述参考电极电连接的源参考电压；

放大器，该放大器连接成接收来自所述电源的电，并接收所述电源参考电压和来自所述传感器电极的电压信号，其中所述放大器产生输出信号，该输出信号与所述相对于电源参考电压的电压信号成正比；以及

滤波器部分，该滤波器部分接收来自所述放大器的输出信号，并衰减与所述感兴趣的信号不相关的电活动，同时使感兴趣的信号通过。

46. 根据权利要求 45 所述的传感器电路，其中还包括：

通信部分，用于将所述感兴趣的信号发送给计算装置。

47. 根据权利要求 46 所述的传感器电路，其中：所述计算装置显示与所述感兴趣的信号相关的信息。

48. 根据权利要求 46 所述的传感器电路，其中：所述通信部分包括无线发射器和无线接收器，该无线接收器用于将感兴趣的信号发送给所述计算装置。

49. 根据权利要求 48 所述的传感器装置，其中：所述无线发射器和接收器使用射频波。

50. 根据权利要求 48 所述的传感器装置，其中：所述无线发射器和接收器使用红外光。

51. 根据权利要求 45 所述的传感器装置，其中：所述传感器电极包括由无电抗性材料制成的表面。

52. 根据权利要求 51 所述的传感器电路，其中：所述无电抗性材料是铜。

53. 根据权利要求 51 所述的传感器电路，其中：所述无电抗性材料是金。

54. 根据权利要求 51 所述的传感器电路，其中：所述无电抗性材料是导电橡胶。

55. 根据权利要求 51 所述的传感器电路, 其中: 所述无电抗性材料是导电塑料。

56. 根据权利要求 45 所述的传感器电路, 其中: 在所述第一点和第二点之间的距离为大约 4 英寸。

57. 根据权利要求 45 所述的传感器电路, 其中: 在所述第一点和第二点之间的距离小于 8 英寸。

58. 根据权利要求 45 所述的传感器电路, 其中: 所述电活动是在用户的脑组织中。

59. 根据权利要求 45 所述的传感器电路, 其中: 所述电活动是在用户的心脏组织中。

60. 根据权利要求 45 所述的传感器电路, 其中: 所述电活动是在用户的肌肉组织中。

61. 根据权利要求 45 所述的传感器电路, 其中: 所述电源包括电荷泵。

62. 根据权利要求 45 所述的传感器电路, 其中: 所述感兴趣的信号从 4 至 12Hz。

63. 根据权利要求 45 所述的传感器电路, 其中: 所述感兴趣的信号涉及 α 和 θ 带脑电波, 所述滤波器衰减 60Hz 和 60Hz 信号的谐波。

64. 根据权利要求 45 所述的传感器电路, 其中: 所述第一点在用户的前额上, 所述第二点在用户的右侧耳朵上。

65. 根据权利要求 45 所述的传感器电路, 其中: 所述传感器电极安装在由用户的耳朵和鼻梁支承的框架上。

66. 根据权利要求 65 所述的传感器电路, 其中: 所述电子模块也由所述框架支承。

67. 根据权利要求 45 所述的传感器电路, 其中: 所述传感器电极利用弹性带被保持抵靠在用户的皮肤上的第一点处。

68. 根据权利要求 67 所述的传感器电路, 其中: 所述电子模块由所述弹性带支承。

69. 根据权利要求 67 所述的传感器电路, 其中: 所述弹性带环绕用户的头部延伸, 以使所述传感器电极保持抵靠在用户的前额皮肤上的第一

点处。

70. 根据权利要求 67 所述的传感器电路, 其中: 所述弹性带形成帽的一部分。

71. 根据权利要求 45 所述的传感器电路, 其中: 所述传感器电极通过安装装置而保持抵靠用户的皮肤, 该安装装置提供 1.5 盎司的力, 以将所述电极压靠在皮肤上。

72. 根据权利要求 45 所述的传感器电路, 其中: 传感器电极通过安装装置而保持抵靠用户的皮肤, 该安装装置提供 1 至 4 盎司的力, 以便将电极压靠在皮肤上。

73. 根据权利要求 45 所述的传感器电路, 其中, 所述电子模块还包括:

平均电路, 用于从所述感兴趣的信号中除去基本全部 60Hz 和 60Hz 信号的谐波。

74. 一种系统, 用于检测用户组织中的电活动, 该系统包括:

用于在用户皮肤上的第一点处检测来自用户组织的、相对于第二点的电活动, 并对此响应产生电压信号的装置, 所述第二点与第一点分开, 所述电压信号包括感兴趣的信号和不希望的信号;

用于放大所述电压信号的装置, 以放大所述感兴趣的信号和不希望的信号, 而基本不放大噪音, 该放大形成输出信号。

75. 一种系统, 用于检测用户组织中的电活动, 该系统包括:

用于在用户皮肤上的第一点处检测来自用户组织的、相对于第二点的电活动、并对此响应产生电压信号的结构, 所述第二点与第一点分开, 所述电压信号包括感兴趣的信号和不希望的信号;

用于放大所述电压信号的结构, 以放大所述感兴趣的信号和不希望的信号, 而基本不放大噪音, 该放大形成输出信号。

用于检测组织中的电活动的装置和方法

相关申请

本申请要求美国临时申请 No.60/713899 的优先权，该美国临时申请 No.60/713899 的申请日为 2005 年 9 月 2 日，该文献被本文参引，并附加为证据 A。另外，标题为 A Device and Method for Determining and Improving Present Time Emotional State of a Person 的美国专利申请 No.XX (代理人号为 No.CAM-2) 也被本文参引，该美国专利申请由 Ray Caamano 等发明，并具有与本申请相同的申请日。

背景技术

用于检测组织中的电活动的装置在现代社会中有很多用途。特别是，现代脑电图 (EEG) 用于测量人脑中的电活动，用于麻醉监测、注意力不集中疾病治疗、癫痫预测和睡眠监测以及其它用途。不幸的是，现有的现代 EEG 的复杂性和成本通常限制了它们用于临床或其它设备，其中，上述装置可以在训练医护人员的专家维护下用于大量人。在临床上对大量人使用 EEG 将有助于使机器成本分摊至使用它的人。EEG 的成本可能为几千美元。

由于所涉及的复杂性，训练人员将用于调定和操作 EEG。调定现有 EEG 包括使人的备皮 (皮肤准备) 与电极连接。皮肤通常这样准备，即通过从该区域刮去毛发，砂磨皮肤以便除去外表面以及在将电极安装在皮肤上之前向皮肤施加导电凝胶或液体。需要这样大量的备皮的原因在于为了使现有 EEG 正确工作必须使得在电极和皮肤之间的接触电阻减小。在这些现有 EEG 中，接触电阻通常需要为 20k 欧姆或更小。

普通的现有 EEG 将受到来自人周围环境的电和磁噪音引起的误差。误差也由 EEG 的内部部件和其它源的稍微变化而引起，例如人在 EEG 操作过程中运动。环境噪音可能由电线中的 60Hz 电 (力) 和在使用 EEG 的区域中的光以及其它源而引起。甚至任何物体移动通过空气的摩擦也可能由静电引起噪音。大部分或全部的现有 EEG 具有：两个电极，

它们与人的头连接；以及电线，该电线从各电极延伸至 EEG 机器。电线的排布和环境中的噪音引起元件的位置可能使得由 EEG 进行的测量有较大误差。

测量脑中的电活动很困难，因为测量的电信号比系统中的噪音小很多倍。在很多情况下，噪音为大约几伏特或几十伏特，而测量的电信号只在微伏范围。这产生 10^{-6} 的信号-噪音比。

现有 EEG 已经使用非常精确的差分放大器（例如仪表用放大器）来测量电信号。放大器涉及公共参考点例如用户的腿。来自人头上的两个电极的两个电线分别与差分放大器的输入端连接。差分放大器的输出端是相对于参考点的电压，它是在两个电极之间的电压差的常数倍。这种情况下测量灵敏度非常高，因为差分放大器在两个均为 10^6 倍大的信号之间寻找很小差值（脑信号）。这是在部件、电线线路和其它因素中的很小变化就引起较大误差的原因以及现有 EEG 昂贵和难以使用的原因。

现有 EEG 的另一问题是 60Hz 噪音在第一级中放大，这使得信号在它们相减之前就饱和。在现有 EEG 中，设计者用较长时间来设计平衡或屏蔽噪音以避免饱和的系统。在测量较小数时利用两个较大数相减的原理的系统容易出现这些问题。

相关技术的前述实例和相关局限性是用于举例说明，而不是排他性的。本领域技术人员通过阅读说明书和研究附图将清楚相关技术的其它局限性。

发明内容

以下将结合系统、工具和方法来介绍和说明如下的实施例及其各个方面，这些系统、工具和方法的意思是作为实例和示例，而不是对范围进行限制。在各种实施例中，已经减小或消除了一个或多个上述问题，而其它实施例涉及其它改进。

这里介绍的一种方法用于检测用户组织中的电活动。电活动从用户皮肤上的第一点和第二点之间的组织来检测，并对此响应产生电压信号，该电信号包含感兴趣的信号和不希望的信号。对电压信号进行放大，以放大感兴趣的信号和不希望的信号，而基本不放大噪音。该放大产生输出信号。

这里介绍的另一方法用于在受到电噪音影响的噪音环境中检测用户组织中的电活动。传感器电极与用户的皮肤在这一点处连接。参考电极与用户的皮肤在第二点处连接，该第二点与第一点分开，以允许传感器电极检测在这一点处的组织中（相对于第二点）的电活动。还提供了放大器，该放大器被配置成放大电活动，同时基本减小噪音环境的影响。

这里介绍的传感器电路用于检测在用户组织中的电活动，并从检测的电活动中隔离和放大感兴趣的信号。传感器电路包括用于布置在用户皮肤上第一点处的传感器电极。参考电极用于布置在离第一点一定距离的第二点，以允许传感器电极检测电活动，并产生相对于第二点的电压信号，该电压信号包括响应的感兴趣信号。传感器电路的电子模块包括具有正负源电压的电源以及与参考电极电连接的源参考电压。放大器连接成接收来自电源的电，并接收来自传感器电极的电压信号和电源参考电压。放大器产生输出信号，该输出信号与相对于电源参考电压的电压信号成正比。滤波器部分接收来自放大器的输出信号，并衰减与感兴趣的信号不相关的电活动，同时使感兴趣的信号通过。

除了上述示例方面和实施例以外，通过附图和学习下面的说明将清楚其它方面和实施例。

附图说明

图 1 是使用传感器装置的系统的视图，该传感器装置测量电活动，以便确定用户的当时情绪状态。

图 2 表示了一种程序，它包含用户的当时情绪状态水平的显示，并有对媒介材料的控制，该媒介材料用于与用户的当时情绪状态相关地引导用户。

图 3 是根据用户的当时情绪状态来引导用户的媒介材料的一个实例的视图。

图 4 是根据用户的当时情绪状态来引导用户的媒介材料的另一实例的视图。

图 5 是根据用户的当时情绪状态来引导用户的媒介材料的再一实例的视图。

图 6 是图 1 中所示的传感器装置的透视图。

图 7 是图 1 中所示的传感器装置和计算机的框图。

图 8 是在图 7 所示的传感器装置中使用的放大器的电路图。

图 9 是在图 7 所示的传感器装置中使用的滤波器级的电路图。

图 10 是在图 7 所示的传感器装置中使用的电阻器-电容器 RC 滤波器的电路图。

图 11 是图 8、9 和 10 中所示的放大器、三个滤波器级和 RC 滤波器的电路图。

图 12 是图 7 中所示的传感器装置的数字处理器的框图。

具体实施方式

图 1 中表示了包含本发明的系统 30。示例性系统 30 包括传感器装置 32，该传感器装置 32 与用户 34 连接，用于从用户的前额叶中的电活动中检测和隔离感兴趣的信号。该感兴趣的信号具有可测量的电活动特征，或者感兴趣的信号与用户 34 的当时情绪状态 (PTES) 相关。PTES 与用户在给定时间的情绪状态相关。例如，当用户想到使得他的情绪悲伤的某事时，PTES 与当用户想到使得他的情绪镇静的某事时的 PTES 不同。在另一实例中，当用户感到思想情绪受限制时，PTES 与当用户感到释放他们的思想时不同。因为在感兴趣的信号和 PTES 之间的关系，系统 30 能够通过测量电活动和使感兴趣的信号与用户脑中的其它电活动隔离而确定由用户 34 经历的 PTES 水平。

在本实例中，传感器装置 32 包括位于第一点的传感器电极 36 以及位于第二点的参考电极 38。第一和第二点布置成分开关系，同时保持相互紧邻。优选是，这些点彼此在大约 8 英寸内，在一个实例中，这些点分开大约 4 英寸。在本例中，传感器电极 36 位于用户前额的皮肤上，参考电极 38 与用户的耳朵连接。参考电极也能够安装在用户的前额上，这可以包括将参考电极定位在用户的耳朵上面。

传感器电极 36 和参考电极 38 与传感器装置 32 的电子模块 40 连接，该电子模块 40 位于参考电极 38 附近，以便使它们位于基本相同的噪音环境中。电子模块 40 可以位于用户的太阳穴处或太阳穴上面，或者在其它位置，其中，电子模块 40 紧邻参考电极 38。在本例中，头带 42 或其它安装装置将传感器电极 36 和电子模块 40 保持在太阳穴附近的位置，

同时夹子 44 将参考电极 38 保持在用户的耳朵上。在一个实例中，电子模块和参考电极相互定位，以便电容耦合。

传感器电极 36 检测用户的前额叶中的电活动，电子模块 40 使感兴趣的信号与由传感器电极检测的其它电活动隔离。电子模块 40 包括无线发射器 46 (图 6)，该无线发射器 46 通过无线连接 50 而将感兴趣的信号发送给无线接收器 48。无线接收器 48 (图 1) 接收来自电子模块 40 的感兴趣信号，并通过端口连接器 53 而与计算机 54 的端口 52 或者与具有处理器的其它装置连接，以便将感兴趣的信号从无线接收器 48 传送给计算机 54。电子模块 40 包括 LED 55 (图 6)，无线接收器 48 包括 LED 57，当无线发射器和无线接收器通电时，LED 55、57 都发光。

在本例中，来源于感兴趣的信号的 PTES 水平显示在计算机 54 的计算机屏幕 58 上的仪表 56 (图 1 和 2) 中。在本例中，计算机 54 和显示仪表 56 的屏幕 58 用作指示器。仪表 56 的具体水平可以进行调节，以便适合用户。观察仪表 56 使得用户 34 能够在任意特殊时间以客观的方式确定它们的 PTES 水平。由仪表 56 获得的客观反馈用于引导用户提高它们的 PTES，并确定与特殊记忆或思想相关的 PTES 水平 (这些特殊记忆或思想是指当用户受到特定刺激时使用户 34 可能想起的记忆或思想)。仪表 56 包括指示器 60，该指示器 60 沿编号条 62 上下垂直运动，以便指示用户的 PTES 的水平。仪表 56 也包括最小水平指示器 64，该最小水平指示器 64 指示在特定时间或对话过程中 (其中，用户 34 受到来自媒介材料 66 的刺激) 获得的 PTES 的最小水平。仪表 56 也可以包括在对话中的最大、最小和平均释放水平。PTES 水平也可以与用户声音连通，且在本例中，计算机和扬声器用作指示器。该水平也可以通过将它们印在纸上而向用户指示。

在另一实例中，对一段时间与相同媒介材料的反应相关的不同释放水平可以储存在存储器装置中。这些不同释放水平可以一个接一个地显示，以便向用户指示他或她在释放对于媒介材料的负面情绪的进展。

在系统 30 中，媒介材料 66 用于使得用户受到刺激，该刺激设计成使得用户 34 产生与用户的高水平 PTES 相关的特殊思想或情绪。在本例中，媒介材料 66 包括音频材料，该音频材料通过计算机 54 而由扬声器

68 来播放。媒介材料 66 和仪表 56 集成在计算机程序 70 中，该计算机程序 70 在计算机 54 上运行，并在计算机屏幕 58 上显示。在本例中，媒介材料 66 使用屏幕上的按钮 72 来控制。计算机程序 70 还有用于操纵程序功能的其它菜单按钮 74 以及指示与无线连接 50 的连接强度的指示器 76。程序 70 通常储存在计算机 54 的存储器中，这个或其它存储器装置也可以包含用于储存自报告日志和自观察进展的数据库。

在一些实例中，程序 70 可能需要来自用户 34 的响应或其它输入。在这些和其它情况下，用户 34 可以使用任意一个或多个合适的外围或输入装置（例如键盘 78、鼠标 80 和/或麦克风 82）来与程序 70 交互。例如，鼠标 80 可以用于选择其中一个按钮 72 来控制媒介材料 66。

媒介材料 66 使得用户 34 能够与计算机 54 交互，以便自己查询或帮助查询。媒介材料 66 可以是音频、视频、音频和视频，和/或可以包括写入材料文件或其它类型的文件（它们通过计算机 54 来播放或显示）。媒介材料 66 可以基于一个或多个处理，例如“释放技术”等。在一些实例中，普通主题可以以音频-视频文件（以预先描述的练习的形式呈现）来提供。这些练习可以包括大部分人的典型生活问题或目标，例如钱、赢、关系以及很多其它流行主题（它们使得用户达到获得这些主题的自由状态）。当用户对于该目标获得非常低的 PTES 水平时（低于某些预设门限），关于目标的自由状态可以进行显示。在一些实例中，释放技术用作实例；通过这里所述的技术方法，也可以使用其它处理。

在一个实例中，包含“释放技术”的媒介材料 66 使得用户 34 产生限制情绪或释放情绪体验类型的 PTES，这导致用户的神经系统紊乱。然后，处理引导用户 34 使得神经系统正常化，或者释放情绪，同时用户集中感觉紊乱的原因。当确定 PTES 水平（或者在本例中为释放水平）低于预设门限时，处理结束。

与 PTES 释放水平相关的感兴趣信号是在用户的脑的前额叶中的脑电波或电活动，在 4-12Hz 范围内。这些特征频率的电活动在 α 和 θ 波带中。 α 波带的活动在 8 至 12Hz 的范围内， θ 波带的活动在 4 至 7Hz 范围内。在 α 和 θ 波带的振幅之间的线性关系是释放水平的指示。当用户 34 处于未释放状态时，活动主要在 θ 波带，且 α 波带减小，而当用户 34

处于释放状态时，活动主要在 α 波带，且 θ 波带中的能量减小。

当用户 34 释放情绪时，在脑中保留在潜意识里的思想总量降低，因为紊乱更多地从头脑中释放。在潜意识里的大量思想导致称为忧愁或忧郁的感觉，它们是神经系统中的紊乱。在潜意识中的少量思想导致称为高兴或幸福的感觉，它们使得神经系统中正常化或没有紊乱。

图 3 中表示了使用一个或多个自查询或帮助查询处理的示例方法 84。方法 84 开始于开始 86，方法从该开始 86 前进至步骤 88。在步骤 88，程序 70 使用媒介材料 66 中的刺激来引导用户 34，以便产生在 PTES 中引起情绪紊乱（例如限制情绪）的思想或主题。在本例中，媒介材料 66 包括通过扬声器 68 发送给用户 34 的问题或陈述。在本例和其它实例中，计算机能够插入由用户输入媒介材料 66 中的、关于目标或问题的陈述。例如，用户 34 可以利用键盘 78 来输入目标陈述，计算机可以产生使目标陈述插入媒介材料中的声音。在另一实例中，用户可以使用麦克风 82 来输入目标陈述，计算机可以将目标陈述插入媒介材料中。

然后，方法 84 前进至步骤 90，在此程序 70 使用媒介材料 66 来在引导用户在仍然集中于引起限制情绪的思想或主题的同时释放该限制情绪。程序从步骤 90 前进至步骤 92，在该步骤 92 中，判断用户 34 是否已经释放该限制情绪。该判断利用来自传感器装置 32 的感兴趣信号来进行。在本例中，释放水平由指示器 60 在仪表 56 的条 62 上的位置来指示，如图 2 中所示。当仪表指示用户 34 已经将限制情绪释放至合适程度时（例如低于预设门限），则在 92 中判断为是，方法 84 前进至步骤 94 中结束。当在 92 中判断为用户 34 并没有将限制情绪释放至合适程度时，在 92 中的判断为否，方法 84 返回步骤 88，以便再次引导用户至产生引起限制情绪的思想或主题。方法 84 可以继续，只要用户 34 需要释放限制情绪和获得自由状态。处理还可以包括清除对话，其中，用户由媒介材料引导，以便释放很多典型限制情绪，从而帮助用户获得释放限制情绪的低思想频率。

通过在试图释放限制情绪时观察仪表 56，用户 34 能够使感觉与限制情绪的释放相关联。重复该处理将增强该关联，这样，用户认识到感觉中的什么可能被释放，并能够通过提高释放技巧而在有或没有仪表 56

的情况下有效释放。循环特征使得用户能够点击按钮，以便进入循环对话，其中，练习的释放部分连续重复。用户的 PTES 水平将向用户指示，且该水平在这些循环对话自动记录，以便以后回顾。循环对话提供了一种快速方法，用于引导用户释放关于特殊主题的特殊思想的限制情绪。循环对话并不需要用户在重复之间做任何事，这使得他们保持低思想活动的合适状态或者释放状态。循环对话能够包含在任何处理中，用于引导用户提高他们的 PTES。

计算机 54 还可以将一段时间的释放水平记录在存储器装置中，以便使用户 34 能够回顾在记录对话过程中获得的释放进展。其它对话可以与更近的对话一起回顾，以便通过从存储器装置调出该对话来表示用户的释放能力的进展。

系统 30 还用于帮助用户 34 判断哪些特殊思想或主题影响用户的 PTES。该用途的一个实例是方法 100，如图 4 中所示。方法 100 开始于开始 102，方法从该开始 102 前进至步骤 104。在步骤 104 中，用户 34 进入媒介内容物 42 的对话，该媒介内容物 42 包含多种刺激，这些刺激在一段时间提供给用户。方法 100 前进至步骤 106，在此在用户受到多种刺激时确定在该对话过程中用户 34 的 PTES 水平。方法在步骤 106 之后前进至步骤 108，在此从媒介内容物 42 中选择能够对 PTES 有负面影响的刺激，例如高度情绪限制。因此，方法 100 使用户认识到导致对 PTES 负面影响的区域。然后，方法 100 前进至步骤 110，在此在处理中使用选定刺激，以便帮助用户释放该负面情绪。方法 100 在步骤 112 结束。

在一个实例中，程序 70 使用方法 120 (图 5)，该方法包括称为“有利/不利”的提问形式。在该方法中，媒介文件向用户 34 顺序提出多个关于“特定主题”有利/不利的问题，这使得用户体验负面情绪。字眼或措辞“特定主题”可以由用户利用一种输入装置 (例如键盘 78、鼠标 80 和/或麦克风 82) 输入计算机中，这使得计算机能够将该字眼或措辞插入问题中。系统 30 还可以有目标文件，该目标文件具有与关于目标的提问形式和用户关于目标的释放水平数据一起显示的用户目标陈述。例如，用户可以有关于控制的问题，例如害怕赶航班迟到。在本例中，用户将输入类似“害怕赶航班迟到”的事情作为“特定主题”。

关于有利和不利的一系列问题可以交替，直到释放状态或其它 PTES 稳定为尽可能低，也就是最大量地释放。如图 5 中所示，方法 120 开始于开始 122，从该开始 122 前进至步骤 124，在此，程序 70 询问用户 34“特定主题对于我的限制感觉是有利/不利？”。然后，程序 70 等候用户通过一种输入装置的反馈。

然后，程序前进至步骤 126，在该步骤 126 中，程序 70 询问用户 34“是产生希望认可感、希望控制感还是希望安全感？”。程序 70 等候用户从输入装置的响应，并解释用户响应的哪一种感觉，例如“控制感”。然后，方法 120 前进至步骤 128，在此，程序 70 根据发送给步骤 128 的响应而向用户提问“你是否能让希望控制感走开？”（在本例中）。这时，方法 120 前进至步骤 130，在此，传感器装置 32 确定感兴趣的信号，以便确定用户 34 的释放水平。释放水平进行监测，且当释放水平稳定在它的最低点时停止播放媒介文件。这时，方法 120 前进至步骤 132，并结束对话。当对话结束时，用户 34 将有关于特定主题的自由感觉。当仍然有一些不希望的情绪残留时，可以重复相同处理，直到用户认识到该问题完全自由。

上述方法是“极性释放”的实例，其中，引导个人想到关于特定主题或特殊问题的正面和负面，直到头脑放弃由思想产生的负面情绪。还有其它极性释放方法，例如“喜欢/不喜欢”和其它观念以及帮助用户获得更低思想频率的方法，它们也可以与传感器装置（例如传感器装置 32）一起用于这里所述的目的。

程序 70 可以将对媒介的响应历史储存在存储器装置中，并组合对相同媒介的多次重复响应，以便产生用户 34 的改进曲线图。使用不同颜色和尺寸效果来在相同曲线图上描绘这些响应将向用户 34 演示在一段时间对于相同媒介刺激的不同 PTES 反应，从而证实改进。

程序 70 也可以储存对实况内容的反应。实况内容可以包括在相同物理位置听人说或听声音，或者通过电信媒介（例如电话或因特网）或文本通信来听声音流。程序 70 可以利用通信媒介（例如因特网）来从点对点发送 PTES 数据。通过使实况内容沿一个方向流动，PTES 数据沿另一方向流动，实况内容的传递者有很强的更新能力，以便根据个人的

PTES 数据反应进行反应和立即改变内容。该传递者可以是人或网络服务器，具有理解和对改变的 PTES 作出反应的能力。

程序 70 可以根据发送的数据类型和字节数来检测电子模块 40 的可能型号。该信息用于根据电子模块 40 的特征可获得性来打开和关闭程序 70 中的各种特征。

通过特定类型的计算机和当使用特定类型的无线连接时，在无线接收器 48 和计算机 54 之间可能产生不相容。在计算机 54 的开放主控制器界面 (OHCI) 和无线接收器 48 中的通用主控制器界面 (UHCI) 芯片之间的这种不相容引起通信故障。程序 70 能够检测该特殊不相容的征兆，并将它报告用户。检测方案寻找对来自无线接收器 48 的脉冲“P”的单个响应，且对脉冲的所有将来响应都忽略。然后，程序 70 显示向用户警告的模型，警告提出不相容的工作区。

程序 70 通过连续检查到达的新数据来检测无线连接 50 的断开。当新数据停止到来时，它假定无线连接故障，并自动暂停媒介的播放和 PTES 数据的记录。当检测到进入计算机 54 的新数据时，程序 70 自动重新开始媒介和记录。

程序 70 可以产生用于特定 PTES 水平的练习和设置目标。例如，它向用户提问以便设置 PTES 的目标水平，并无限持续，直到用户达到该目的。程序 70 还可以储存在大量其它活动中的反应。这些其它活动包括但不限于：电话交谈、会议、杂务、沉思和组织。另外，程序 70 可以允许用户通过选择声音、标题和对话长度来定制他们的对话。

其它计算装置（它们可以包括基于处理器的计算装置）（未示出）可以与传感器装置 32 一起使用，以便播放媒介材料 66 和显示或以其它方式指示 PTES。这些装置可以与利用集成无线接收器的传感器装置 32 连接（而不是插入计算机的端口中的单独无线接收器 48）。这些装置具有比计算机 54 更好的便携性，这使得用户能够整日或整夜监测 PTES 水平，从而使得用户更快地释放潜意识。这些计算装置可以包括具有音频记录器的照相机，用于储存和向接收器发送数据，以便在存储器装置中储存反应事件，用于以后回顾。这些计算装置也可以将反应事件、这些事件的强度和/或这些事件的音频-视频记录上传给计算机 54 中，在该计算机

54 中, Attachment 和 Aversion 处理和其它处理可以用于永久性地降低或消除关于这些事件的反应。

图 6 和 7 中表示了传感器装置 32 的一个实例。传感器装置 32 包括传感器电极 36、参考电极 38 和电子模块 40。电子模块 40 使得感兴趣的信号放大 1000 至 100000 倍,同时保证 60Hz 噪音在任何点都不会放大。电子模块 40 使感兴趣的信号与不希望的电活动隔离。

本例中的传感器装置 32 还包括无线接收器 48, 该无线接收器 48 通过无线连接 50 而从电子模块接收感兴趣的信号, 并将该感兴趣的信号发送给计算机 54。在本例中, 无线连接 50 使用射频能; 不过也可以使用其它无线技术, 例如红外线。使用无线连接将不需要在传感器装置 32 和计算机 54 之间连接的电线, 这使得传感器 32 与计算机 54 电隔离。

在本例中, 参考电极 38 与夹子 148 连接, 该夹子 148 用于将参考电极 38 安装在用户 34 的耳朵 150 上。传感器电极 36 包括卡扣件或其它弹簧负载装置, 用于将传感器电极 36 安装在头带 42 上。头带 42 还包括袋, 用于在用户太阳穴的位置处安装电子模块 40。头带 42 是用于保持传感器电极和/或电子模块 40 的弹性带的一个实例, 也可以使用提供相同功能的其它类型弹性带, 包括形成帽的一部分的弹性带。

除了弹性带, 其它类型的安装装置也可以用于将传感器电极保持抵靠在用户的皮肤上。使传感器电极保持抵靠在用户皮肤上的保持力可以在 1 至 4 盎司的范围内。例如, 保持力为 1.5 盎司。

在另一实例中, 安装装置包括类似于眼镜架的框架, 它使传感器电极保持抵靠用户的皮肤。框架还可以用于支承电子模块 40。框架可以这样由用户 34 戴上, 即它由用户的耳朵和鼻梁支承, 其中, 传感器电极 36 与用户的皮肤接触。

传感器电极 36 和参考电极 38 分别包括导电表面 152 和 154, 它们用于布置成在要进行测量的点处与用户的皮肤接触。在本例中, 导电表面由无电抗性材料构成, 例如铜、金、导电橡胶或导电塑料。传感器电极 36 的导电表面 152 可以有大约 1/2 平方英寸的表面面积。导电表面 152 用于直接与用户的皮肤接触, 而不需要对皮肤进行专门准备, 且不需要使用用于减小在皮肤和导电表面之间的接触电阻的物质。

传感器装置 32 在接触电阻高达 500000 欧姆的情况下工作,这使得装置在导电表面与没有专门准备的皮肤直接接触的情况下工作。相反,专门的备皮以及导电凝胶或其它物质用于现有的 EEG 电极,以便使接触电阻减小至大约 20000 欧姆或更小。处理更高接触电阻的一个结果是噪音可能耦合至测量值中。噪音来自光和与 60Hz 电连接的其它设备,也来自通过空气运动的任何物品的摩擦(该摩擦产生静电)。噪音的振幅与在电子模块 40 和参考电极 38 之间的距离成正比。在本例中,通过将电子模块布置在太阳穴区域,恰好高于耳朵,且参考电极与耳朵连接,从而使传感器装置 32 不会拾取噪音,或者基本不受噪音的影响。通过将电子模块定位在与参考电极相同的物理空间中以及使电子模块与参考电极电容耦合,将保证在电子模块中和耳朵中的局部参考电势 144 实际上电势相同。参考电极 38 与用于传感器装置 32 的电源 158 中的局部参考电势电连接。

电源 158 通过电导体向模块中的电子部件供电(力)146。电源 158 使得传感器装置 32 的参考电势 144 为 0 伏特,而正负源电压为-VCC 和 +VCC。电源 158 使用电荷泵来产生适合电子模块的电平的源电压。

电源通过开关 156 而与模块 40 中的其它部件连接。电源 158 可以包括定时器电路,它使得电子模块 40 在断电之前供电特定时间。该特征例如在用户 34 意外地使电子模块 40 的电(力)接通时能够保存电力。电 146 局部参考测量值,且并没有与外部接地系统的任何参考连接,因为传感器电路 32 使用无线连接 50。

传感器电极 36 布置成在要检测或测量脑中的电活动的点处与用户的皮肤接触。参考电极 38 布置成在离布置传感器电极的点很小距离的点处与皮肤接触。在本例中,该距离为 4 英寸,但该距离也可以直到大约 8 英寸。更长距离可能增加系统的噪音,因为噪音的振幅与在电子模块和参考电极之间的距离成正比。电子模块 40 布置成紧邻参考电极 38。这使得电子模块 40 将处在与参考电极 38 相同的电和磁环境中,且电子模块 40 与参考电极 38 电容连接和通过互感而连接。参考电极 38 和放大器 168 一起耦合在噪音环境中,传感器电极 36 在离参考电极很短距离处测量感兴趣的信号,以便减小或消除噪音对传感器装置 32 的影响。参考电极 38

通过导体 166 而与电源 158 中的 0V 连接。

传感器电极 36 检测用户脑中的电活动，并产生与它相关的电压信号 160。该电压信号 160 是在传感器电极 36 接触用户皮肤的点处的电活动相对于局部参考电势 144 的电势。电压信号 160 从电极 36 通过导体 162 发送给电子模块 40。导体 162 和 166 以如下方式与电极 36 和 38 连接，即在导电表面 152 和 154 上没有焊料。导体 162 尽可能短，在本例中为大约 3 英寸长。当使用传感器装置 32 时，导体 162 保持离用户 34 一定距离，这样，导体 162 并不向用户 34 或从用户 34 耦合信号。在本例中，导体 162 保持离用户 34 大约 1/2" 距离。除了在模块 40 以及电极 36 和 38 之间延伸的导体 162 和 166 以外，没有其它电线、光纤或其它类型延伸部分从电子模块 40 伸出，这些因为这些类型的结构将拾取电子噪音。

电子模块 40 测量或确定电活动，该电活动包括感兴趣的信号以及不希望的、与该感兴趣信号无关的其它电活动。电子模块 40 使用单端放大器 168 (图 7 和 8)，该单端放大器 168 通过参考电极 38 而与测量环境中的噪音紧密耦合。单端放大器 168 提供了：针对达到 12Hz 的频率的、为 2 的增益，达到 12Hz 的频率包括了在 α 和 θ 带中的电活动；以及针对 60Hz 和更高的频率的小于 1 的增益，60Hz 和更高的频率包括了 60Hz 的谐波。

图 8 和 11 的放大器 168 接收来自电极 36 的电压信号 160 以及来自电源 158 的电 146。单端放大器 168 产生与电压信号 160 成正比的输出信号 174。输出信号 174 包含感兴趣的信号。在本例中，电压信号 160 通过导体 162 供给电阻器 170，该电阻器 170 与高阻抗、低电运算放大器 172 的非反相输入端连接。输出信号 174 通过电阻器 176 和电容器 178 (它们并联连接) 而用作运算放大器 172 的反相输入端的反馈。运算放大器 172 的反相输入端也通过电阻器 180 而与参考电压 144 连接。

放大器 168 通过输出导体 184 而与三级传感器滤波器 182 连接，该输出导体 184 传送输出信号 174。电活动或电压信号 160 通过各级 168 和 182 而放大，而不希望的信号 (例如 60Hz 和更高的信号) 通过各级进行衰减。三级传感器滤波器有三级 206a、206b 和 206c，各级有相同设计，以便提供带通滤波器功能，该带通滤波器功能使得在 1.2 和 12Hz 之间的

信号以 5 的增益通过,同时衰减比它们的频率更低和更高的信号。带通滤波器功能使得 α 和 θ 带中的信号通过,同时衰减例如 60Hz 的噪音和 60Hz 的谐波。这三级传感器滤波器 182 除去信号中的、由于部件中的偏压和偏离而引起的偏差。各级与源电压 146 和参考电压 144 连接。各级分别在输出导体 188a、188b 和 188c 上产生输出信号 186a、186b 和 186c。

在三级传感器滤波器 182 的第一级 206a 中(图 9 和 11),输出信号 174 通过电阻器 192a 和电容器 194a 而供给第一级运算放大器 190a 的非反相输入端。电容器 196a 和另一电阻器 198a 连接于非反相输入端和参考电压 144 之间。第一级的输出信号 186a 的反馈通过并联连接的电阻器 200a 和电容器 202a 而与运算放大器 190a 的反相输入端连接。运算放大器 190a 的反相输入端也通过电阻器 204a 而与参考电压 144 连接。

第二和第三级 206a 和 206c 分别与第一级 206a 串联布置。第一级输出信号 186a 通过电阻器 192b 和电容器 194b 而供给第二级 206b,以便供给运算放大器 190b 的非反相输入端。第二级的输出信号 186b 通过电阻器 192c 和电容器 194c 而供给第三级 206c。电阻器 198b 和电容器 196b 连接于运算放大器 190b 的非反相输入端和参考电势 144 之间,而电阻器 198c 和电容器 196c 连接于运算放大器 190c 的非反相输入端和参考电势 144 之间。从输出导体 188b 至运算放大器 190b 的反相输入端的反馈通过电阻器 200b 和电容器 202b,而运算放大器 190b 的反相输入端也通过电阻器 204b 而与参考电势 144 连接。从输出导体 188c 至运算放大器 190c 的反相输入端的反馈通过电阻器 200c 和电容器 202c,且运算放大器 190c 的反相输入端通过电阻器 204c 而与参考电势 144 连接。

三级传感器滤波器 182 通过输出导体 188c 而与 RC 滤波器 208 连接(图 10 和 11),该输出导体 188c 传送来自三级传感器滤波器 182 的第三级 206c 的输出信号 186c(图 7)。RC 滤波器 208 包括电阻器 210 和电容器 212,该电阻器 210 与输出导体 216 串联连接,该电容器 212 连接于参考电势 144 和输出导体 216 之间。RC 滤波器用作低通滤波器,以便进一步滤除高于 12Hz 的频率。RC 滤波器 208 在输出导体 216 上产生滤波器信号 214。RC 滤波器 208 与模数(A/D)转换器 218 连接(图 7)。

A/D 转换器 218 通过以 60Hz 的倍数的取样速率对模拟滤波器信号

214 进行取样而将来自 RC 滤波器的模拟滤波器信号 214 转变成数字信号 220。在本例中，取样速率为 9600 次取样每秒。数字信号 220 通过输出导体 222 发送给数字处理器 224。

图 7 和 12 的数字处理器 224 提供了附加增益，除去 60Hz 噪音，并衰减高频数据。数字处理器 224 可以以计算装置上操作的软件实现。数字处理器 224 包括陷波滤波器 230 (图 12)，该陷波滤波器 230 一次对数字信号 220 的 160 个数据点进行求和，以便产生 60Hz 数据流，该数据流没有任何 60Hz 的信息。错误检查器 232 紧接在陷波滤波器 230 后面。错误检查器 232 除去在 60Hz 数据流的范围外的数据点。这些范围外的数据点是误差数据，或者它们由与脑活动不同的一些外部源引起。

在误差检查器 232 后面，数字处理器 224 利用离散傅立叶变换器 234 来变换数据流。尽管现有的 EEG 系统使用带通滤波器来选出 α 和 θ 频率，但是这些滤波器局限于处理和选出连续周期函数。通过使用傅里叶变换，数字处理器 224 能够识别随机分开的事件。各事件具有在所有频率处的能量，但是更短事件将具有在更高频率处的更多能量，而更长事件将具有在更低频率处的更多能量。通过观察在 α 和 θ 频率中的能量之间的差别，系统能够识别主要为更长事件还是更短事件。然后，计算该差别在波带总能量的比例。这使得输出基于能量类型，并除去依靠能量大小的任何事情。

傅里叶变换器 234 产生波谱信号，它将能量分成各自有不同频率宽度的频谱范围 (bin) 236a 至 236o。在一个实例中，波谱信号有 30 个取样，并将能谱分成 2Hz 宽的频谱范围；在另一实例中，波谱信号有 60 个取样，并将频谱范围分成 1Hz 宽的频谱范围。添加频谱范围 236 以在特定带中产生能量信号。在本例中，在 4 和 8Hz 之间的频谱范围 236 通向加法器 238，该加法器 238 将这些频谱范围相加，以便产生 θ 带能量信号 230。在 8 和 12Hz 之间的频谱范围通向加法器 242，该加法器 242 将这些频谱范围相加，以便产生 α 带能量信号 244。

在本例中， α 和 θ 带能量信号 240 和 244 通向计数器 246，该计数器 246 计算 $(\theta - \alpha) / (\theta + \alpha)$ ，并在导体 228 上产生输出信号 226 作为结果。

输出信号 226 (图 7) 通向无线发射器 46，该无线发射器 46 通过

无线连接 50 而将输出信号 226 发送给无线接收器 48。在本例中，输出信号 226 是感兴趣的信号，该感兴趣的信号通过端口 52 而通向计算机 54，且由计算机使用以产生在仪表 56 中显示的 PTES。

在一些实例中，计算机 54 可以对输出信号 226 进行附加处理。在使用释放技术的实例中，计算机 54 操作输出信号 226，以便确定在输出信号中的 α 和 θ 带信号的相对量，从而确定用户 34 经历的释放水平。

除了上述脑组织之外，利用上述原理和特征的传感器装置还可以用于确定在用户其它组织中的电活动，例如在肌肉和心脏组织中的电活动。在这些实例中，传感器电极位于要测量电活动的点处的皮肤上，参考电极和电子模块邻近定位，且参考电极安装在靠近传感器电极的点处。在这些实例中，电子模块包括放大和滤波，以便隔离肌肉或心脏的电活动的频率，同时滤除其它频率。

广义地说，这里公开了用于以基本限制或消除来自周围环境的噪音影响的方式来检测人的组织中的电活动的装置和方法。

尽管上面介绍了多个示例方面和实施例，但是本领域技术人员应当知道它们可以进行特定变化、变更、附加和子组合。因此，下面的附加权利要求将包括所有这些变化、变更、附加和子组合，因为它们在本发明的真正精神和范围内。

(证据 A)

EEG 或脑电波传感器已经存在超过 50 年。在 60 和 70 年代, 已经有大量工作试图在生物反馈系统中使用该数据。EEG 测量的用途已经进行发展, 包括麻醉监测、ADD 治疗、癫痫预测和睡眠监测。该技术的使用受到限制, 因为可使用的系统昂贵 (\$1000 至 \$10000), 麻烦 (花费较长时间来设置), 具有到处延伸的电线 (这对用户不友好), 需要大面积的备皮 (这包括从该区域刮去毛发、砂磨皮肤以便除去外表面、戴上具有电极和到处延伸的电线的网, 并施加导电凝胶或液体), 并需要训练过的操作人员来使用它们。

测量很难进行, 因为测量的电信号是微伏振幅, 并处在噪音为几伏或几十伏量级的环境中。这使得信噪比为 10^{-6} 。通常用于该测量的方法是设计非常精确的差分放大器, 例如仪表放大器。放大器参考公共参考点, 例如用户的腿。电子元件通过电线与参考点连接。两个电极加在头上的两点, 并通过电线与电子元件连接。这两个电极电线再与仪表放大器的输入连接。仪表放大器的输出是与在两个电极之间的电压差成常数倍的电压 (相对于参考点)。这是灵敏度非常高的测量, 因为它们的系统是寻找在非常大 (均为 10^6 倍大的) 两个信号之间的较小差异。部件的较小变化、电线的布线、噪音源 (电线或灯) 的位置或者用户的运动都将引起测量的较大误差。这是 EEG 系统昂贵和难以使用的原因。

已经发展了一种可选方法, 它减小了现有技术的复杂性, 并能够以简单、鲁棒的技术来测量脑电波或 EEG。相同方法也可以用于简化 EEG 的测量和其它生物统计测量。

在现有技术的 EEG 中, 信号通常使用仪表放大器或类似的差分放大器设计来放大。仪表放大器通过放大在各输入和参考电压之间的电压差来工作。然后, 两个放大信号再相减, 输出的电压表示在两个信号之间的差别。该输出电压与参考电压相关。问题是在 EEG 传感器中, 60Hz 噪音在第一级放大, 并使信号在它们相减之前饱和。在现有技术中, 设计人员竭尽全力来设计平衡或屏蔽噪音以避免该问题的系统。本发明并不使用在它的测量或放大中使两个较大数相减以便获得较小数的原理。

本发明是用于测量 EEG 或脑电波数据的低成本方法。它使用隔离的单端放大器，该单端放大器与测量的噪音环境紧密耦合。本发明将参考电极和放大器耦合在单个耦合噪音环境中，并测量离该参考点很短距离的 EEG 信号。本发明还公开了一种放大器，该放大器将测量的信号放大 1000 至 100000 倍，同时保证 60Hz 噪音在任何时候都不放大。

单个导电表面布置成在要测量信号的点与皮肤接触。对于该接触并不需要进行准备。该导电表面由任意无电抗性材料构成，例如铜或金。第二导电表面布置成在离开很短距离（4 英寸）处与皮肤接触。电子模块布置成紧邻第二导电表面。电子模块在与第二导电表面相同的电和磁环境中。电子模块与第二导电表面电容连接和通过互感连接。第一导电表面与高阻抗、低频的单端放大器的输入连接。第二导电表面与电子模块的地和电源的平均电压连接。单端放大器输出信号，该信号与第一导电表面相对于第二导电表面的电压成正比。放大器还包括低通滤波器，该低通滤波器减小高频（频率高于 12Hz）的增益。因此，整个系统是隔离的，因此它的电压活动具有干扰信号（例如 60Hz 噪音）。信号为高通，以便除去在测量值中固有的 DC 偏差。然后，信号通过一系列放大级来放大。各级设计成使得 60Hz 的增益小于 1。这使得信号能够进行放大，而在任何时候都不会由于 60Hz 分量而引起饱和。然后，利用 A/D 转换器来使信号数字化。该信号每 1/60 秒平均。这降低了不希望的噪音。

信号利用无线连接而发送给显示和处理系统。这保持该隔离。

具有大约 1/2 平方英寸表面的铜触点（E1）与电线（W1）连接。该连接完成为使得在铜的接触侧没有焊料。W1 与传感器滤波器第一级的输入连接（图 1）。该线尽可能短。在优选实施例中，W1 大约 3 英寸。电线保持为使得它保持离开身体较大距离，这样，它不会向身体或从身体耦合信号。在优选实施例中，该距离为大约 1/2 英寸。

线通过电阻器（R25）与高阻抗、低电运算放大器的正输入连接。运算放大器的输出对负端子的反馈通过并联连接的电阻器（R24）和电容器（C15）来提供（图 1）。运算放大器的输入还通过电阻器（R23）而与参考电压（0V）连接。该结构对于高达 12Hz 的频率提供了 2 的增益，对于 60Hz 和更高频率提供了小于 1 的增益。本发明的一个基本原理是提

供信号的放大，同时在设计中的各点（放大器的内部和外部）都提供对于 60Hz 或更高的衰减（小于 1 的增益）。

第一级的输出与三个相同传感器滤波器级的第一级连接。输入网络包括与输入串联连接的电阻器（R21）和电容器（C12），以及使输入与（0V）连接的电阻器（R22）和电容器（C13），如图 2 所示。该网络提供了带通滤波器功能，从而使得在 1.2 和 12Hz 之间的信号以 1/2 的增益通过，同时衰减低频和高频。该网络除去了信号中的、由于部件的偏压和偏离而引起的偏差。运算放大器的输出对负端子的反馈通过并联连接的电阻器（R20）和电容器（C11）来提供（图 2）。该结构对于高达 12Hz 的频率提供了 5 的增益，对于 60Hz 和更高频率提供了小于 1 的增益。上述传感器滤波器重复两次或更多次，如图 4。

第二铜触点（E2）在传感器滤波器上与（0V）连接（图 4）。第二触点尽可能近地与传感器滤波器连接（图 4）。在优选实施例中，它小于 1/4 英寸。

输出通过包括 R12 和 C7 的 RC 滤波器（如图 4 所示构成），然后与 A/D 连接（图 5）。

模拟传感器信号高速（20kHz）取样，并输入数字滤波器，该数字滤波器对于每 1/60 秒中的信号相加。该滤波器提供附加增益，除去 60Hz 噪音，并衰减高频数据。该滤波器的输出通过 RF 连接（即链接）而输出至接收站。

权利要求书（证据 A）

1. 一种用于测量 EEG、EMG、ECG 或其它生物统计学信号的方法，该方法允许在不进行表面准备的情况下进行测量。

如（1）所述的方法在装置安装在用户上时提供重力或弹簧加载的接触。

如（1）所述的方法提供了限制该装置在用户正常运动过程中相对于用户移动的技术。

2. 一种用于测量 EEG、EMG、ECG 或其它生物统计学信号的方法，该方法允许在没有与用户连接的电线的情况下进行测量。

如(2)所述的方法使用无线电发射器向计算或显示装置发送数据,提供了与上述测量的隔离。

如(2)所述的方法使用红外线发射器向计算或显示装置发送数据,提供了与上述测量的隔离。

3. 一种用于测量 EEG、EMG、ECG 或其它生物统计学信号的方法,该方法允许通过低成本标准电子部件来进行测量。

如(3)所述的方法通过将电子元件布置成紧邻公共环境以及与该公共环境电容和磁耦合,从而使电子元件的电压与身体上的待测量参考点的电压相关联。

如(3)所述的方法使用一个 1.5 伏电池和使用电荷泵来产生更高电压,来操作电子元件。

4. 一种用于测量 EEG、EMG、ECG 或其它生物统计学信号的方法,该方法使用单端放大器。

如(4)所述的方法通过一系列滤波器/放大器来处理信号,该滤波器/放大器专门设计成限制 60Hz 信号的增益,以避免在所述滤波器/放大器内部的节点上饱和。

如(4)所述的方法设计成使用非常小电压 (+/-1.6 伏),同时在不会饱和的情况下保持所述信号的完整性。

5. 一种用于测量 EEG、EMG、ECG 或其它生物统计学信号的方法,该方法用电,该电局部参考测量,且不与外部世界有任何连接或参考该外部世界。

如(5)所述的方法使用无线电发射器向计算或显示装置发送数据,提供了与上述测量的隔离。

如(5)所述的方法使用红外线发射器向计算或显示装置发送数据,提供了与上述测量的隔离。

6. 一种用于测量 EEG、EMG、ECG 或其它生物统计学信号的方法,该方法将戴上与眼镜设计类似的结构。

如(6)所述的方法将导电触点安装在框架的顶部,并使允许它接触前额。

如(6)所述的方法将导电触点安装在框架的臂上,并允许它接触耳

朵。

如(6)所述的方法将电子元件安装成非常靠近在耳朵上的触点。

7. 一种用于处理 EEG、EMG、ECG 或其它生物统计学信号的方法，该方法将戴上与头带类似的结构。

如(6)所述的方法将导电触点安装在头带的内侧，并允许它接触前额。

如(6)所述的方法将导电触点安装在头带上，并允许它接触耳朵。

如(6)所述的方法将电子元件安装成非常靠近在耳朵上的触点。

如(6)所述的方法将导电触点安装在帽的头带上，并允许它接触前额。

如(6)所述的方法将电子元件安装在头带的边缘上。

8. 一种用于测量 EEG、EMG、ECG 信号的方法，该方法基本避免来自 60Hz 噪音的干扰。

如(8)所述的方法衰减高于 12Hz 的信号。

如(8)所述的方法平均在各个 1/60 秒或 60Hz 噪音的 1 个完全周期中的所有信息，从而基本从信号中除去 60Hz 噪音。

如(8)所述的方法在小模块中过滤和放大信号，该模块对于 60Hz 和更高频率将在所有节点的增益都限制得小于 1。

如(8)所述的方法将所述放大器/滤波器电子元件定位在所述参考触点附近，这样，放大器电压上下浮动，与身体在测量参考点处的电压类似。

如(8)所述的方法将数据从时域转换成频域，并对感兴趣的频率求和，同时忽略噪音。

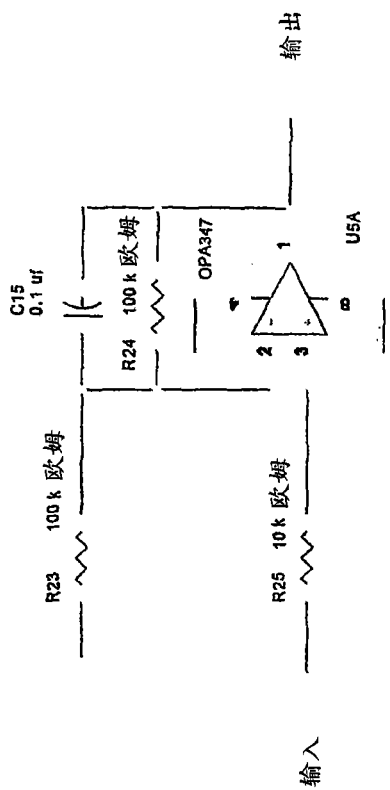


图1
传感器滤波器第一级

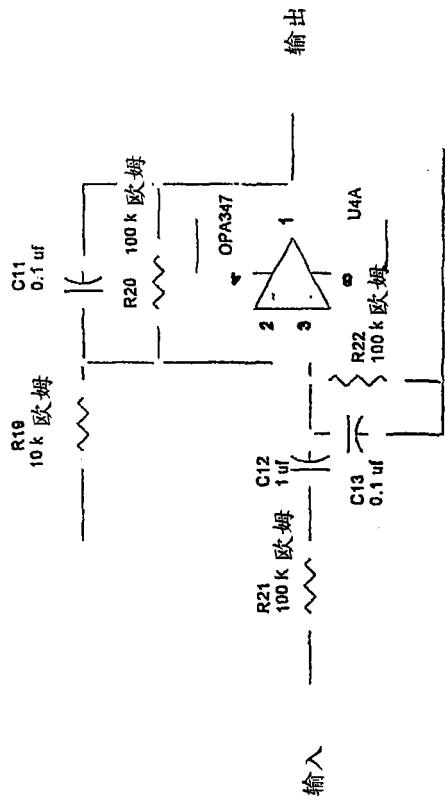


图2
传感器滤波器级

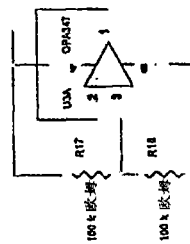
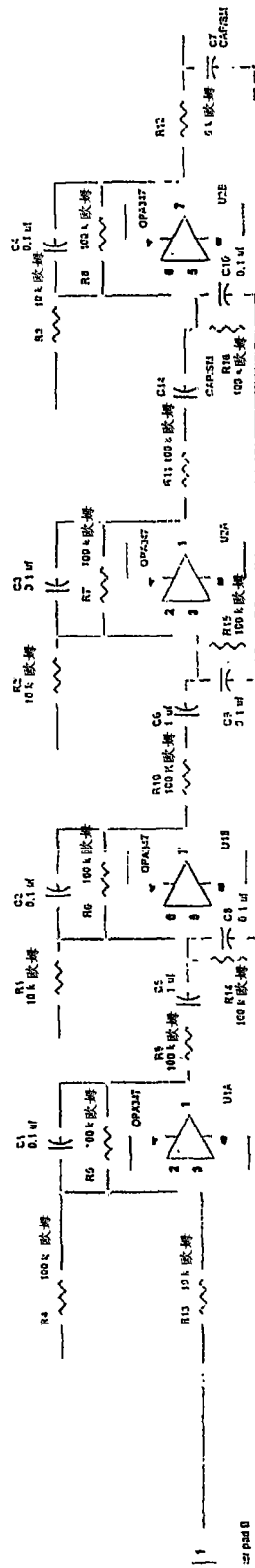


图4
传感器滤波器

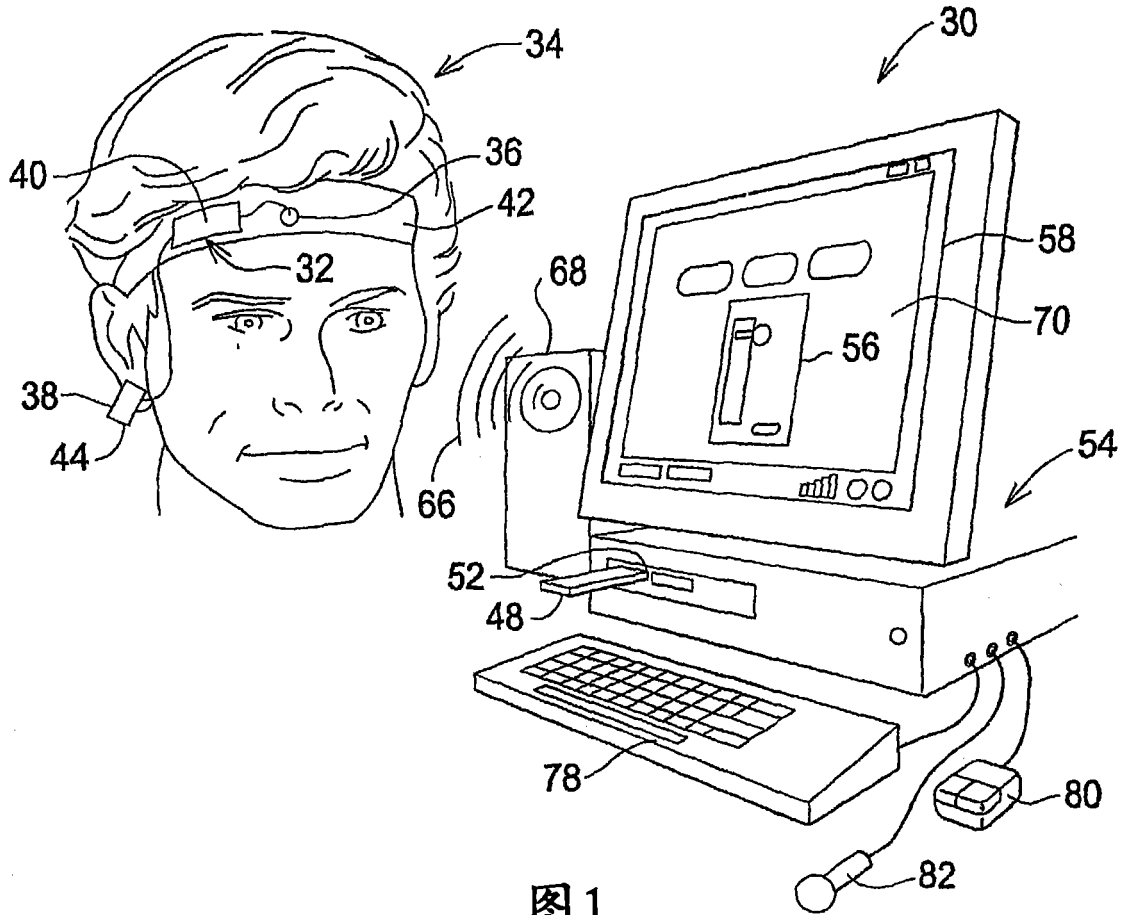


图1

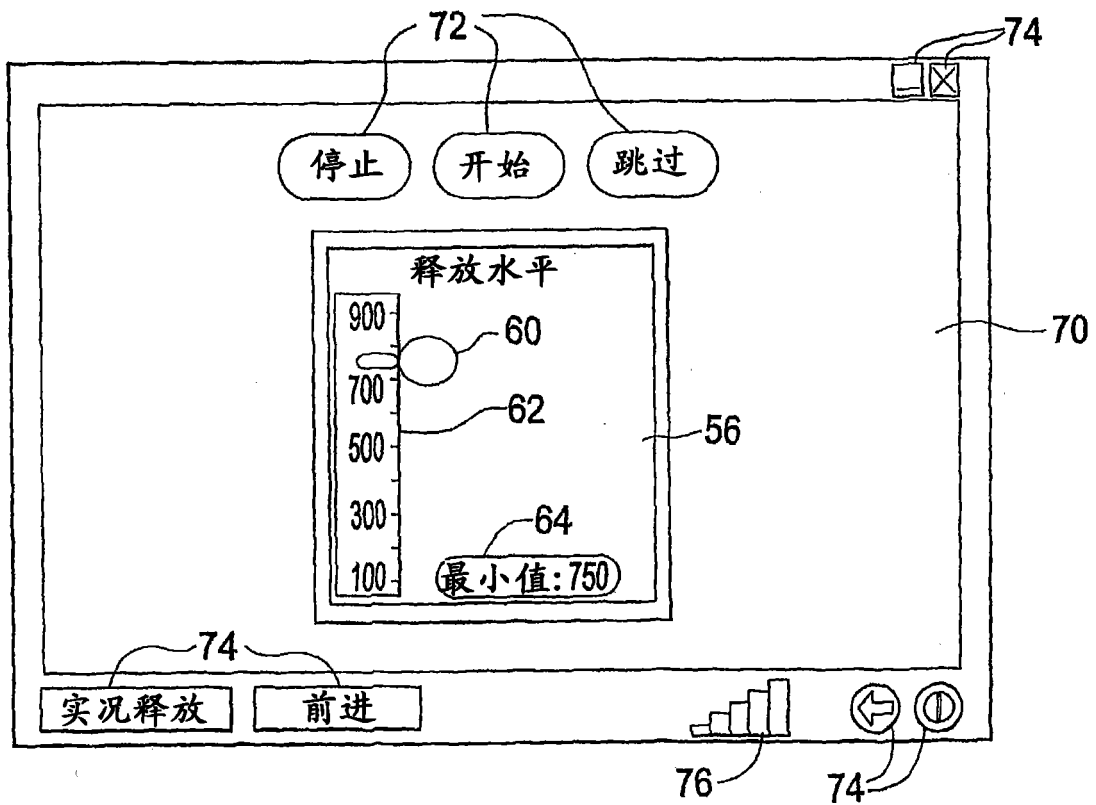


图2

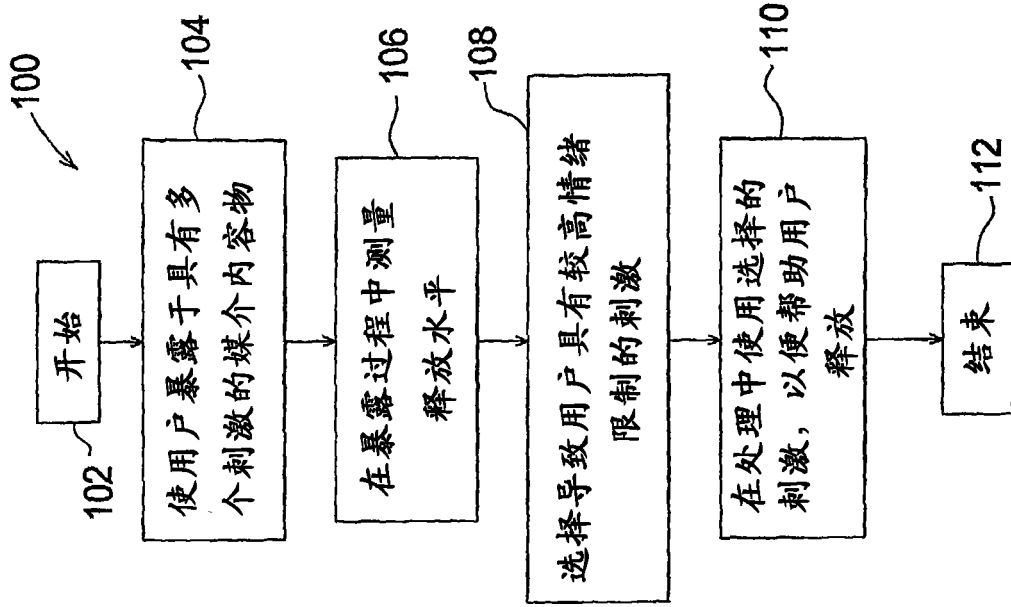


图4

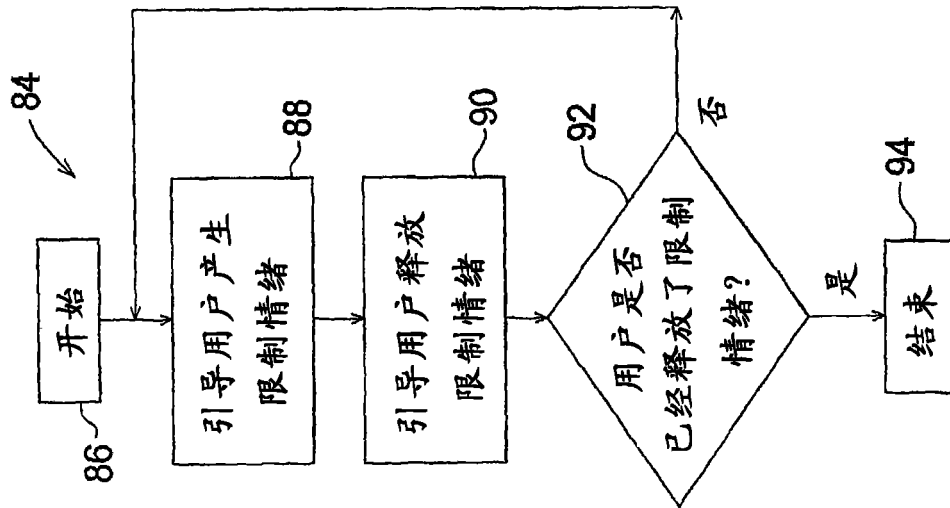


图3

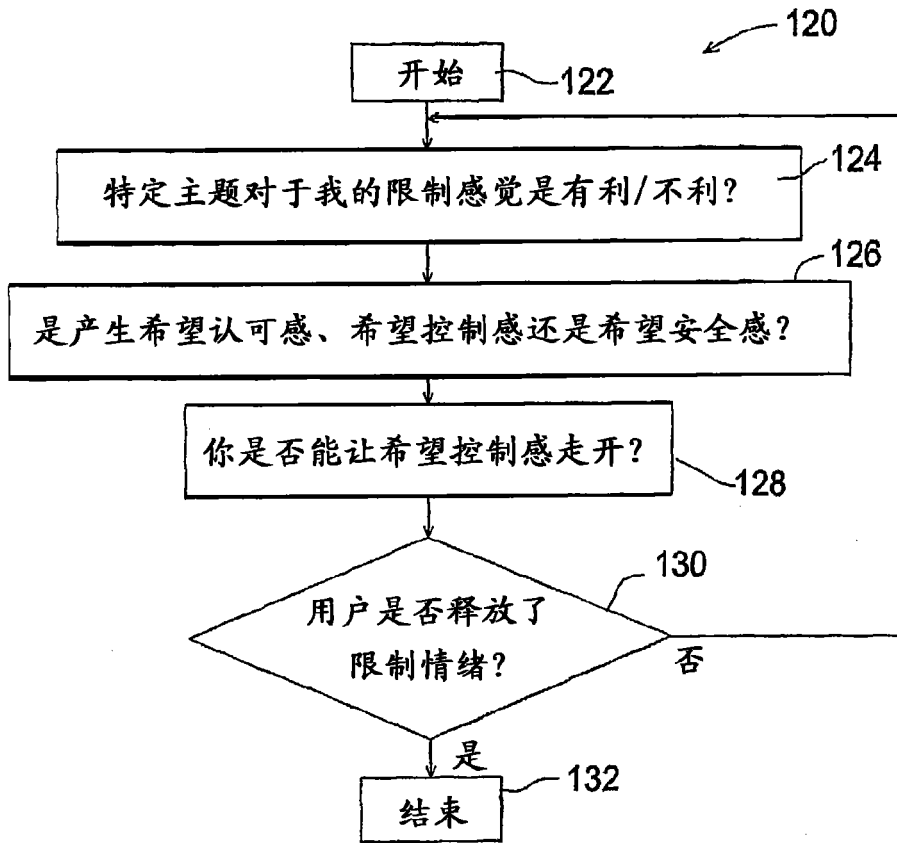


图5

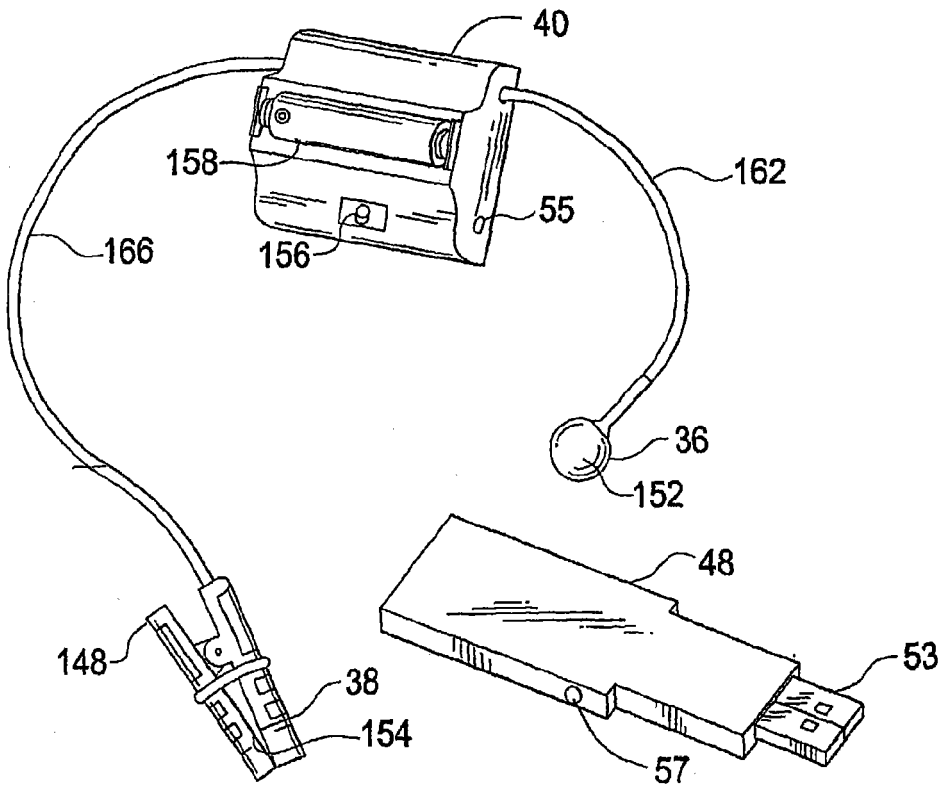


图6

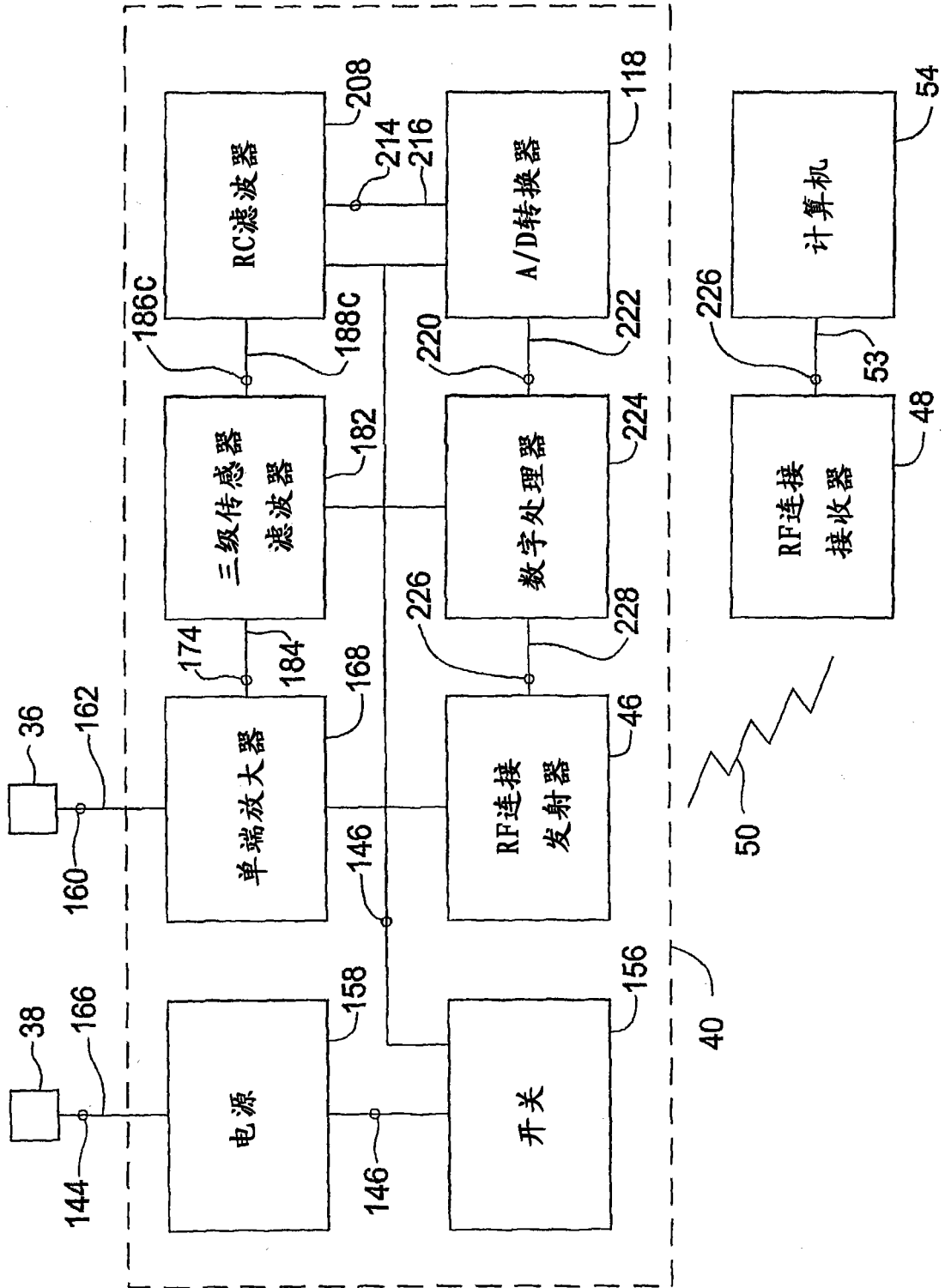


图7

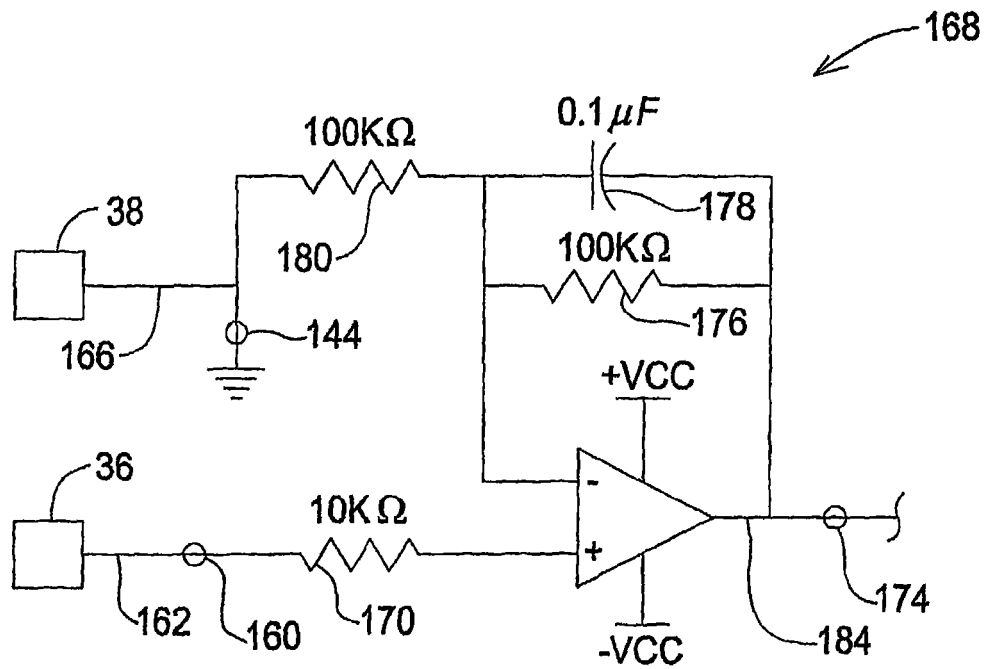


图 8

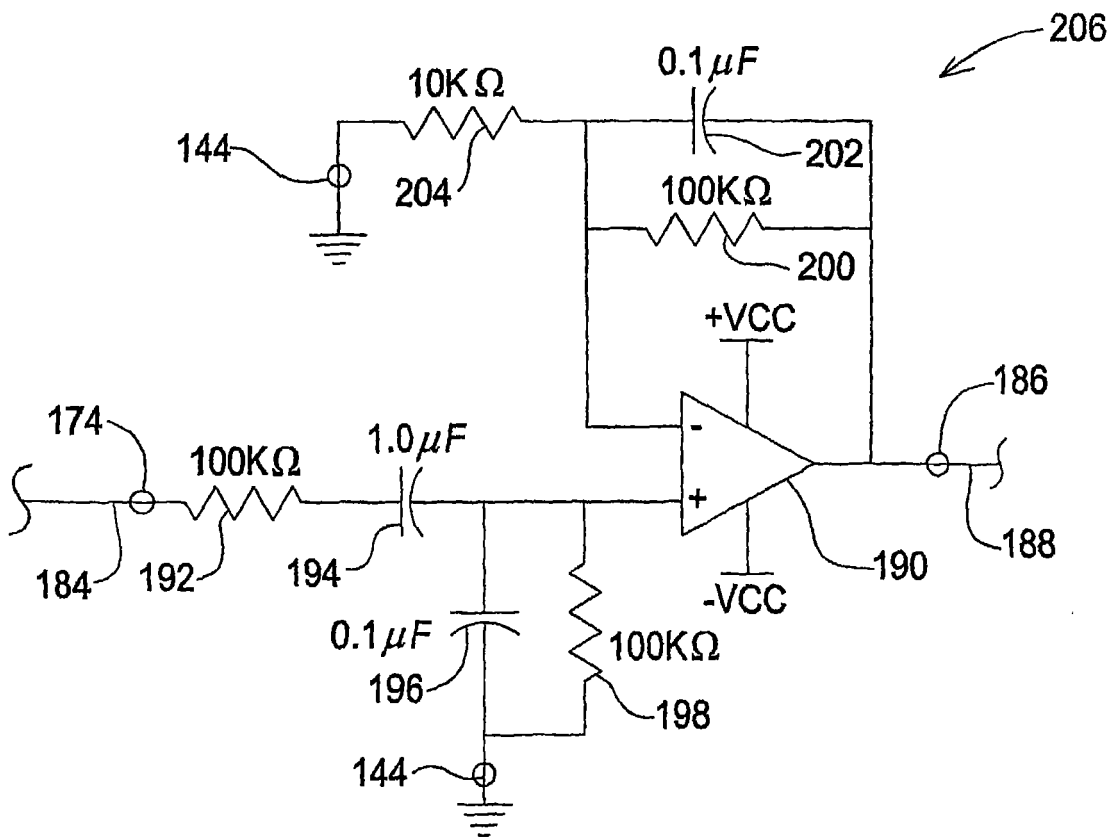


图 9

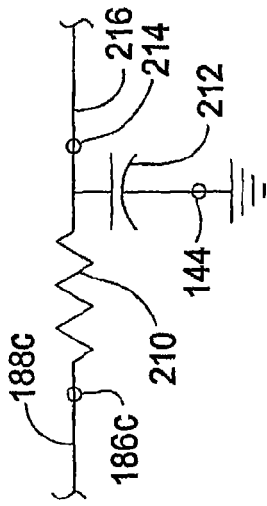


图 10

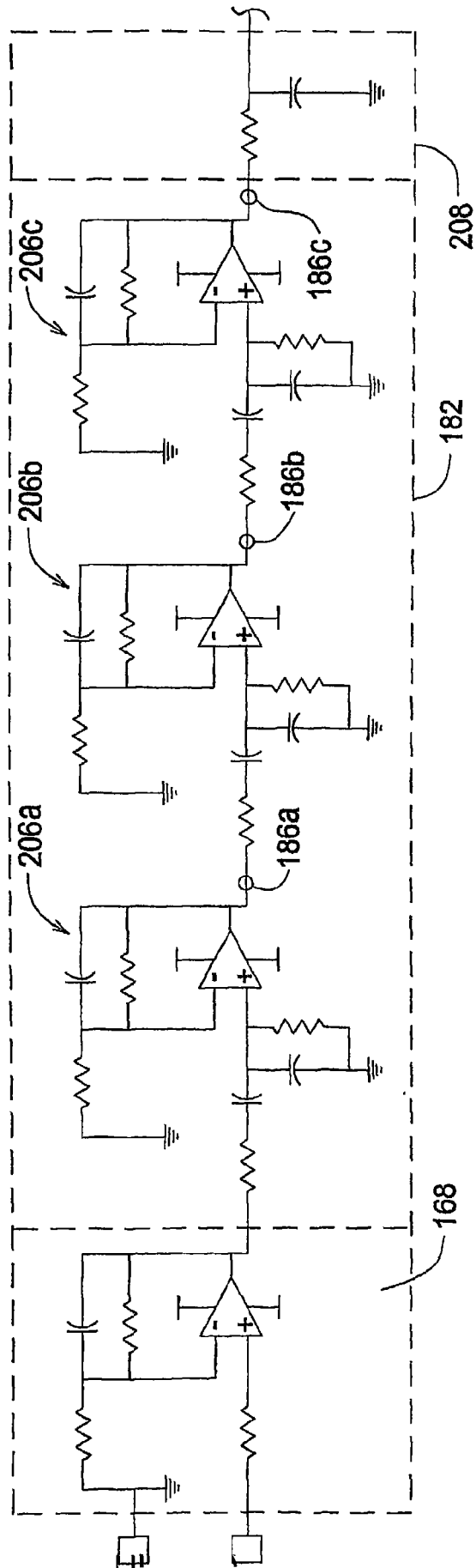


图 11

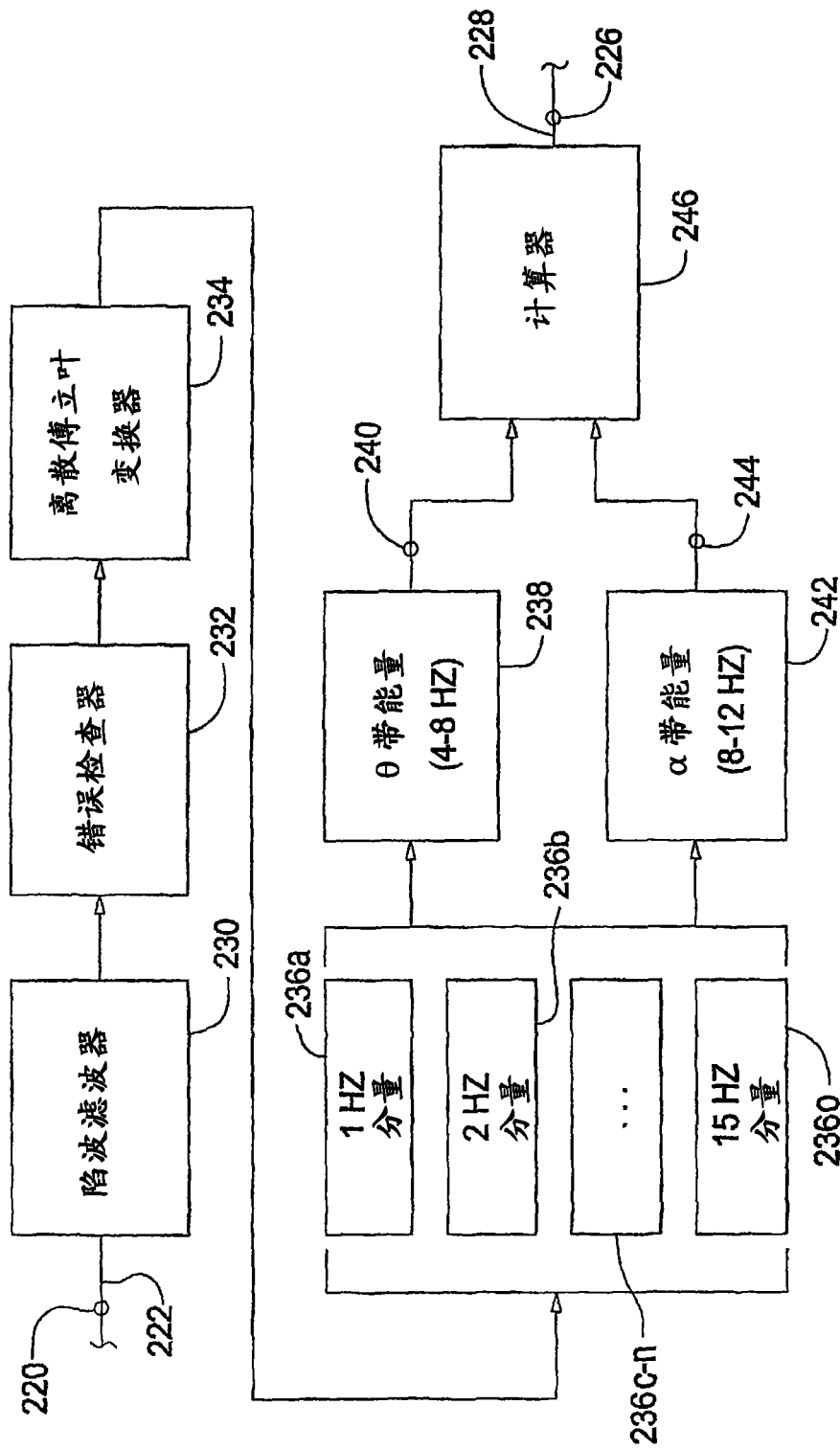


图12

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 用于检测组织中的电活动的装置和方法 | | |
| 公开(公告)号 | CN101277642A | 公开(公告)日 | 2008-10-01 |
| 申请号 | CN200680031159.3 | 申请日 | 2006-08-08 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 埃姆申塞公司 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 埃姆申塞公司 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 埃姆申塞公司 | | |
| [标]发明人 | 迈克尔J李 汉斯C李 | | |
| 发明人 | 迈克尔·J·李 汉斯·C·李 | | |
| IPC分类号 | A61B5/00 A61B5/04 | | |
| CPC分类号 | A61B5/048 A61B5/0476 A61B5/6814 A61B5/0006 A61B5/0002 A61B5/0015 A61B5/04012 A61B5/0478 A61B5/165 A61B5/6803 A61B5/742 | | |
| 代理人(译) | 李春晖 李德山 | | |
| 优先权 | 60/713899 2005-09-02 US | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

提供了一种或多种改进的示例实施例包括用于以基本限制或消除周围环境中的噪音影响的方式来检测人的组织中的电活动的装置和方法。

