

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200480003677.5

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

[43] 公开日 2006年3月15日

[11] 公开号 CN 1747684A

[22] 申请日 2004.8.6

[21] 申请号 200480003677.5

[30] 优先权

[32] 2003. 8. 8 [33] US [31] 60/493,936

[86] 国际申请 PCT/US2004/025453 2004. 8. 6

[87] 国际公布 WO2005/015157 英 2005. 2. 17

[85] 进入国家阶段日期 2005. 8. 5

[71] 申请人 量子技术公司

地址 美国加利福尼亚州

[72] 发明人 R·I·麦克拉蒂

M·A·阿特金森 D·L·奇尔德

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 杨 凯 梁 永

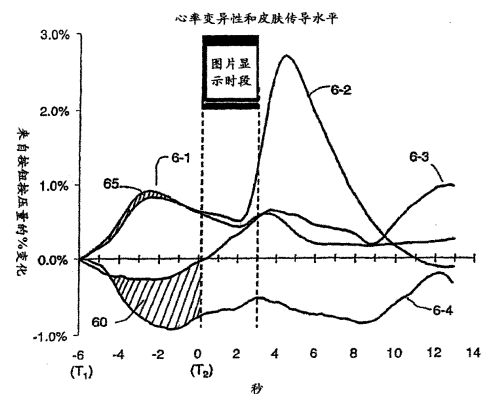
权利要求书6页 说明书12页 附图9页

[54] 发明名称

电生理直觉指示器

[57] 摘要

公开了用于对直觉进行电生理检测和测量的系统和方法。在一个实施例中，对一个或多个个人的一种或多种电生理特性进行监测并用作未来事件的指示。在一个实施例中，电生理特性可以包括心率变异性、脑电波活动、呼吸模式、皮肤导电率等。在另一实施例中，使用信号平均技术来产生可以用作未来事件指示器的波形。



1. 一种用于对直觉进行检测和测量的方法，所述方法包括：
在第一时间点测量对象的电生理特性；
5 在第二时间点测量所述对象的所述电生理特性；
计算所述第一时间点和所述第二时间点之间所述电生理特性变化的量度；以及
基于所述量度确定在第三时间点发生的事件。
2. 如权利要求 1 所述的方法，其中所述测量所述电生理特性的
10 步骤包括在所述第一时间点测量所述对象的所述电生理特性以及在
所述第二时间点测量所述对象的所述电生理特性；其中所述电生理特性包括心率变异性、脑电波活动、皮肤传导水平和呼吸模式中的至少一种。
3. 如权利要求 2 所述的方法，其中所述测量所述电生理特性的
15 步骤包括在第一时间点测量所述对象的心率变异性以及在第二时间点测量所述对象的心率变异性，所述心率变异性是从心电图或脉冲信号中导出的并作为所述对象心率的心跳间变化的量度。
4. 如权利要求 1 所述的方法，其中所述第一时间点和所述第二
20 时间点之间的差在 3 秒和 10 秒之间。
5. 如权利要求 1 所述的方法，其中所述计算步骤包括计算所述
第一时间点和所述第二时间点之间所述电生理特性变化的量度，所述量度基于所述第一时间点和所述第二时间点之间所述电生理特性的百分比变化。
6. 如权利要求 1 所述的方法，其中还包括：
25 在一段时间内监控所述电生理特性；
绘出所述电生理特性随时间变化的曲线；
解释所述曲线以便确定所述事件。
7. 如权利要求 1 所述的方法，其中所述测量步骤包括在所述第

一时间点测量多个对象的集合电生理特性并且在所述第二时间点测量所述多个对象的所述集合电生理特性,所述集合电生理特性基于所述多个对象中每个对象的电生理特性。

8. 如权利要求7所述的方法,其中所述计算所述量度的步骤包括计算所述第一时间点和所述第二时间点之间所述多个对象的所述集合电生理特性变化的量度。

9. 如权利要求1所述的方法,其中还包括在所述测量之前使所述对象经受与所述事件关联的刺激。

10. 如权利要求9所述的方法,其中所述经受刺激的步骤包括在所述测量之前使所述对象经受与所述事件关联的视觉刺激。

11. 一种用于对直觉进行检测和测量的系统,它包括:

受试验的人;

用于在第一时间点测量所述受试验的人的电生理特性的装置;

用于在第二时间点测量所述受试验的人的所述电生理特性的装

15 置;

用于计算所述第一时间点和所述第二时间点之间所述电生理特性变化的量度的装置;以及

用于基于所述量度确定在第三时间点发生的事件的装置。

12. 如权利要求11所述的系统,其中所述电生理特性是心率变异性、脑电波活动、皮肤传导水平和呼吸模式中的至少一种。

13. 如权利要求12所述的系统,其中所述电生理特性是所述对象的心率变异性,所述心率变异性是从心电图或脉冲信号中导出的并作为所述对象心率的心跳间变化的量度。

14. 如权利要求11所述的系统,其中所述量度基于所述第一和第二时间点之间所述电生理特性的百分比变化。

15. 如权利要求11所述的系统,其中所述测量装置包括用于在所述第一时间点测量多个受试验的人的集合电生理特性并且在所述第二时间点测量所述多个受试验的人的所述集合电生理特性的装

置,所述集合电生理特性基于所述多个受试验的人中每个人的电生理特性。

16. 如权利要求 15 所述的系统,其中所述计算量度的装置包括用于计算所述第一时间点和所述第二时间点之间所述多个受试验的
5 人的所述集合电生理特性的变化量度的装置。

17. 如权利要求 11 所述的系统,其中还包括在所述测量之前使所述受试验的人经受与所述事件关联的刺激装置。

18. 一种用于对直觉进行检测和测量的方法,所述方法包括:
使对象经受与未来事件关联的刺激;
10 在一段时间内监控所述对象的电生理特性,所述时间段在所述未来事件之前;
计算在所述时间段内所述电生理特性变化的量度;以及
根据所述变化量度确定所述未来事件的属性。

19. 如权利要求 18 所述的方法,其中所述监控所述电生理特性的
15 的步骤包括在所述时间段内监控所述对象的所述电生理特性,其中所述电生理特性是心率变异性、脑电波活动、皮肤传导水平和呼吸模式中的至少一种。

20. 如权利要求 18 所述的方法,其中所述计算步骤包括计算在
20 所述时间段内所述电生理特性变化的量度,所述量度基于在所述时间段内所述电生理特性的百分比变化。

21. 如权利要求 18 所述的方法,其中所述监控步骤包括在所述时间段内监控多个对象的集合电生理特性,所述集合电生理特性基于所述多个对象中每个对象的电生理特性。

22. 如权利要求 21 所述的方法,其中所述计算所述变化量度的
25 步骤包括计算在所述时间段内所述多个对象的所述集合电生理特性变化的量度。

23. 一种方法,包括:
对对象的生理特征进行抽样;

确定所述生理特征的量度；以及

将所述量度和生理相关范围进行比较，以便确定所述对象是否处于生理相关状态，所述状态的特征是正弦波形心脏节律图形以及所述对象的两个或两个以上振荡系统之间增强的同步。

5 24. 如权利要求 23 所述的方法，其中所述确定步骤包括确定步骤所述生理特征的量度，其中所述生理特征包括心率变异性、呼吸模式、血压节律和 ECG-R 波振幅。

10 25. 如权利要求 23 所述的方法，其中所述确定步骤包括确定所述生理特征的量度，所述量度以频率域、时间域、周期分析和模板匹配中的一项来表示。

26. 如权利要求 23 所述的方法，其中所述振荡系统是从由以下各项组成的组中选择的：心脏节律、呼吸节律和血压振荡、ECG-R 波振幅、脉冲波、阻抗量度以及血管响应。

15 27. 如权利要求 23 所述的方法，其中所述生理相关状态的特征还在于所述对象的心脏节律和呼吸节律之间的牵引状态。

28. 如权利要求 23 所述的方法，其中所述生理相关状态的特征还在于所述对象的增强的正面情感。

29. 如权利要求 23 所述的方法，其中所述相关范围用频率范围表示并且在 0.03125 赫兹和 0.234 赫兹之间。

20 30. 如权利要求 29 所述的方法，其中所述相关范围包括所述生理特征的谐振频率。

31. 如权利要求 23 所述的方法，其中所述量度是可以用来确定所述对象情感状态的图形。

25 32. 如权利要求 23 所述的方法，其中所述生理相关状态包括在所述对象的两个或两个以上振荡系统之间具有相位同步和频率锁定之一。

33. 如权利要求 23 所述的方法，其中，在将所述量度和生理相关范围进行所述比较之后，所述方法还包括基于所述比较向所述对象

提供反馈。

34. 如权利要求 33 述的方法，其中所述反馈使所述对象进入所述生理相关状态。

35. 如权利要求 23 所述的方法，其中还包括：

- 5 对多个对象中的每个对象的所述生理特征进行抽样；
根据对所述多个对象中每个对象的所述生理特征的所述抽样确定群量度；以及

将所述群量度和所述生理相关范围进行比较，以便确定所述多个对象是否处于生理相关状态。

- 10 36. 如权利要求 35 所述的方法，其中，在将所述群量度和所述生理相关范围进行所述比较之后，所述方法还包括基于所述比较向所述多个对象提供反馈。

37. 如权利要求 36 所述的方法，其中所述反馈使所述多个对象更加靠近所述生理相关状态。

- 15 38. 一种系统，它包括：

适合于对对象的生理特征进行抽样的抽样装置；

连接到所述抽样装置的处理器，所述处理器执行以下操作：

确定所述生理特征的量度，以及

- 20 将所述量度和生理相关范围进行比较，以便确定所述对象是否处于生理相关状态，所述状态的特征在于：正弦波形心脏节律图形以及所述对象的两个或两个以上振荡系统之间的增强的同步。

39. 如权利要求 38 所述的系统，其中所述生理特征包括心率变异性、呼吸模式、血压节律和 ECG-R 波振幅。

- 25 40. 如权利要求 38 所述的系统，其中所述量度以频率域、时间域、周期分析以及模板匹配中的一项来表示。

41. 如权利要求 38 所述的系统，其中所述振荡系统是从由以下各项组成的组中选择的：心脏节律、呼吸节律和血压振荡、ECG-R 波振幅 - 脉冲波、阻抗量度、血管响应。

42. 如权利要求 38 所述的系统, 其中所述生理相关状态的特征还在于所述对象的心脏节律和呼吸节律之间的牵引状态。

43. 如权利要求 38 所述的系统, 其中所述生理相关状态的特征还在于所述对象的增强的正面情感。

5 44. 如权利要求 38 所述的系统, 其中所述相关范围用频率范围表示并且在 0.03125 赫兹和 0.234 赫兹之间。

45. 如权利要求 44 所述的系统, 其中所述相关范围包括所述生理特征的谐振频率。

10 46. 如权利要求 38 所述的系统, 其中所述量度是可以用来确定所述对象情感状态的图形。

47. 如权利要求 38 所述的系统, 其中所述生理相关状态包括在所述对象的两个或两个以上振荡系统之间具有相位同步和频率锁定之一。

15 48. 如权利要求 38 所述的系统, 其中所述处理器还根据所述量度与所述生理相关范围的比较结果向所述对象提供反馈。

49. 如权利要求 48 所述的方法, 其中所述反馈使所述对象进入所述生理相关状态。

20 50. 如权利要求 38 所述的系统, 其中所述抽样装置还适合于对多个对象中每个对象的生理特征抽样, 并且所述处理器还执行以下操作:

根据多个对象中每个对象的生理特征的所述抽样确定群量度; 并将所述群量度和所述生理相关范围进行比较, 以便确定所述多个对象是否处于生理相关状态。

25 51. 如权利要求 50 所述的系统, 其中, 在所述处理器将所述群量度与所述生理相关范围比较之后, 所述处理器还根据所述群量度与所述生理相关范围的比较结果向所述多个对象提供反馈。

52. 如权利要求 51 所述的系统, 其中所述反馈使所述多个对象更加接近所述生理相关状态。

电生理直觉指示器

5 相关申请的交叉参考

本申请涉及并要求 2003 年 8 月 8 日提交的美国临时专利申请 No. 60/493,936 的权益。本申请还要求关于美国专利申请 No. 10/486,755 的优先权, 所述专利基于 2000 年 3 月 1 日提交的 PCT 国际申请 No. PCT/US00/05224, 后者要求 1999 年 3 月 2 日提交的美国专利申请 No. 09/260,643 的权益, 所述各项专利申请已作为参考全部包括在本文内。

发明领域

本发明涉及检测直觉的指示, 更具体地说, 涉及电生理检测和测量直觉的系统和方法。

发明背景

神经科学家通常假定精神观念、自觉意识、记忆、以及无意识的知觉都是大脑和神经系统自然发生的特性。他们假定记忆实质上是受到标准物理约束的一个复杂的动态系统。所以, 假定记忆仅限于当前感觉输入的知觉, 混合有过去的记忆。因此, 直觉常被假定为与存储在潜意识记忆中的信息有关, 会无意识地影响人们的感觉和决定。

但在物理学中, 时间的绝对方向远不是确定的(例如, 广义相对论, 电动力学和量子力学)。这些非局部效应通常假定仅在亚原子范围才表现出来。但宏观范围的实例在整个历史上一一直有所报道(例如, 预言、预知、本能反应、直觉等等)。近一个世纪以来, 研究人员们一直在调查研究这些现象, 以确定是否最好将它们理解为巧合、

选择性记忆、或看来似乎是对不可推论的未来事件的知觉。

特别令人感兴趣的是直觉预感，通常描述为无缘无故的“坏感觉”，发生在意外的情感事件之前。我们通过严密的方法已显示：有时如果未来事件足够重要、新颖或激动人心，它会使目前的生理状态突然发生与未来反应相一致的变化。这种研究的一个方面已表明在实际事件的情感和所述实际事件前发生的生理状态变化之间存在有一种关系。所以，能反映情感状态变化的神经系统动力学的电生理测量是检测和测量直觉的重要方面。

我们还发现当体验不同的情感时，心跳间的心率变异性(HRV)的清晰节律图形会有显著改变。此外，还发生特殊的改变，这些改变在短时间范围内(3到10秒)和较长时间(10秒到数分钟)范围内发生。

从心电图推导出来的心率变异性(HRV)是对自然发生的心跳间心率变化(beat-to-beat change in heart rate)的量度。分析HRV，或心脏节律，提供了对反映心-脑互动以及自主神经系统动力学的神经心脏功能的强有力的非侵入性的量度，它对情感状态的变化特别敏感。

但至今尚没有对直觉检测和某些电生理指示器(包括心率变异性、脑电图和心电图)之间的关系作正确评价。所以业界需要有一种电生理直觉指示器。

发明概述

本发明涉及对直觉进行电生理检测和测量的系统和方法。在一个实施例中，所述方法包括在第一时间点电测量对象的电生理特性，并在第二时间点测量所述对象的电生理特性。所述方法还包括计算第一时间点和第二时间点之间电生理特性变化的量度，并根据计算的量度确定在第三时间点发生的事件。在一个实施例中，确定事件的操作包括根据计算的测量值预测在第三时间点发生事件的概率。

本文中公开了其它实施例并对其提出权利要求。

附图简要说明

- 图 1 是图解说明心率图形如何反映情感的曲线图；
图 2 示出典型的 HRV 能谱；
5 图 3 示出用于实现直觉指示器的过程的一个实施例；
图 4 示出基于图 3 过程的电生理数据的曲线图；
图 5 示出基于图 3 过程的电生理数据的另一曲线图；
图 6A-6B 示出与本发明原理一致的两个工作方式实施例；
图 7A 是本发明校准阶段一个实施例的流程图；以及
10 图 7B 是本发明应用阶段一个实施例的流程图。

示范实施例的详细说明

本文公开了用于对电生理直觉指示器进行电生理检测和测量的系统和方法。在一个实施例中，对个人的一种或多种电生理特性进行监测并用作对未知或未来事件的指示。在一个实施例中，电生理特性是个人的 HRV (心率减速或加速)，而在其它实施例中，可以用脑电图 (EEG) 测量的个人的脑电波活动、呼吸模式、皮肤电导率 (SCL) 等。本发明的一个方面是利用一组人的一种或多种电生理特性作为对某些未来事件 (例如投资决策，赌博等) 的预测工具。

20 在一个实施例中，“信号平均”技术是一种用于在不会引入明显的信号失真的情况下把重复信号与噪声分离的数字技术，用以检测与 ECG 活动时间同步的 EEG 活动。在另一实施例中，所述结果波形用于量化大脑活动和心脏活动的同步程度。“信号平均”技术可以应用于一个或多个人的电生理特性。所述结果波形可以用作实际发生未来
25 或未知事件的概率的指示器。

I. 术语概述

从心电图推导出来的心率变异性 (HRV) 是自然发生的心跳间心率变化的量度。分析 HRV，或心脏节律，对反映心-脑互动以及自主神

经系统动力学的神经心脏功能提供了强有力的非侵入性的量度，它对情感状态的变化特别敏感。研究提示，在情感和传出(下降)及传入(上升)自主活动的图形变化之间有重要的联系。自主活动的这些变化与心脏节律图形中的剧烈变化相关联，这些剧烈变化发生时心率变异性的量常没有任何改变。具体地说，在体验负面情感例如愤怒、失意或焦虑时，心脏节律变得更不稳定和不规则，表示在自主神经系统(ANS)的副交感神经分支和交感神经分支之间互动动作的同步较少。对不愉快情感体验的短期响应中，通常在心脏节律中会发生心率减慢。反之，持续的正面情感，例如感激、热爱和怜悯，则与心脏节律中的高度规则的或相关的图形相关联，反映出ANS两个分支之间较强同步，且自主平衡向增强副交感神经活动偏移。在短期响应中，愉快的情感体验会导致心率的加速。

参阅图1，图中示出失意和感激两种状态时个人心率变异性(心脏节律)的图形。在一个实施例中，感激状态的实现是利用正面情感再聚焦练习(positive emotion refocusing exercise)，例如以前所提到的以及在2002年3月19日公布的美国专利No. 6,358,201，题目为“Methods and Apparatus for Facilitating Physiological Coherence and Autonomic Balance”中所公开的Freeze-Frame技术，所述专利已作为参考包括在本文内。

应当指出，当对记录进行统计分析时，发现在两种不同的情感状态时心率变异性的量保持基本相同，但心脏节律的图形却明显改变。请注意与失意关联的不稳定、不规则的心脏节律与个人感到衷心感激时平滑、和谐和似正弦波(相关)的图形的比较。这种图形称为生理相关性，与许多生理和心理益处相关联，包括增强直觉。

术语“生理相关性”在本文中可用来描述许多有关的生理现象，这些现象与人体各系统之间更规则和谐的互动以及在整个生理心理网络中信息更好地流通相关联。术语相关性有数种有关的定义。在相关性争论中，所述术语的通用定义是“在逻辑上完整、一致和可理

解的品质”。这样，思想和情感状态可以被认为是“相关的”或“不相关的”的。但重要的是，这些关联并不仅仅是比喻性的，因为不同的情感事实上是与人体各种系统产生的振荡节律中相关性的不同程度相关联的。

5 术语“相关性”在物理学中用来描述波形中有序或相长的功率分布。频率和波形形状越稳定，相关性越高。相关波形的实例是正弦波。术语自相关性用来表示这种相关性。在生理系统中，这种类型的相关性描述单一振荡系统所产生的节律性活动的有序和稳定性程度。计算相关性的一个实施例已在前述包括在本文内的美国专利
10 No. 6, 358, 201 中公开。

相关性也描述或者相位同步或者频率锁定的两个或两个以上波。在生理学中，相关性可用来描述一种功能模式，其中两个或两个以上人体振荡系统(例如呼吸和心脏节律)互相带动且以相同频率振荡。术语交叉相关性可用来说明这种类型的相关性。

15 上述任一种定义可以应用于研究情感生理学和生物电磁学。可以观察到心脏节律、呼吸节律和血压振荡之间牵引(entrainment)。

与生理相关性关联的另一有关现象是谐振。在物理学中，谐振可用来指以下现象，即，在系统中对一种刺激作出响应产生异常大的振动，其频率与系统的自然振动频率相同或几乎相同。在这种状态下产生的振动频率称为系统的谐振频率。当人体系统在一致方式下
20 工作时，ANS 的交感神经和副交感神经分支之间的同步增强，可观察到心脏节律、呼吸和血压振动之间的牵引。这种情况的发生是因为这些振荡子系统都在以系统的谐振频率振动。大多数模型显示人体心血管系统的谐振频率是由心脏和大脑之间的反馈环路所决定的。
25 在人体和许多动物中，所述谐振频率大约为 0.1 赫兹，等于 10 秒的节律。

简言之，术语相关性将作为描述一种生理模式的广义术语，这种生理模式包括牵引(entrainment)、谐振和同步等有区别但又有关

的现象，所有这些现象是因身体子系统的和谐活动和互动而出现的。生理相关性的相关现象包括：ANS 两个分支之间的增强的同步、自主平衡向增强副交感神经活动偏移、增强的心脏-大脑同步、增强的血管谐振以及不同生理振荡系统之间的牵引(entrainment)。以下现象反映所述相关性模式：心脏节律中平滑的、似正弦波的图形(心脏节律相关性)以及在心率变异性能谱的低频范围内(频率大约 0.1 赫兹)的窄带、高振幅峰值。

通过把 HRV 波形应用于频谱分析技术，就可辨别不同的频率成分，它们代表自主神经系统的交感神经分支和副交感神经分支的活动。HRV 能谱分为三个频率范围或频段：非常低频(VLF)：0.033 到 0.04 赫兹；低频(LF)：0.04 到 0.15 赫兹；以及高频(HF)：0.15 到 0.4 赫兹。

参阅图 2，图中示出典型的 HRV 能谱，其中标有典型的 VLF、LF 和 HF。一般认为高频(HF)段是副交感神经或迷走神经活动的量度。所述频段中的峰值对应于与呼吸周期有关的心率变异性，通常称作呼吸窦性心率失常(RSA)。已经发现，在精神或情感压力下，经受惊慌、焦虑或忧虑、抑郁、心脏病和许多其它失调的情况下，人们的副交感神经活动减少。于是，以前的 RSA 训练方法集中在增强 HRV 能谱中的 HF 峰。低频(LF)区域可以同时反映交感神经和副交感神经活动，特别在短期记录中。

II. 电生理直觉指示器

神经科学家们通常假定精神观念、自觉意识、记忆和无意识的知觉都是大脑和神经系统自然发生的特性。所以，他们假定记忆实质上是受到和所有物体一样的物理约束的复杂的动态系统。

但是，在物理学中，时间的绝对方向远不能确定(例如，广义相对论、电动力学和量子力学)。这些非局部效应通常假定仅在亚原子范围才表现出来。但宏观比例的实例在整个历史上一一直有所报道(例如，预言、预知、本能反应、直觉等等)。

特别令人感兴趣的是直觉预感，通常描述为无缘无故的“坏感觉”，常发生在意外的情感事件之前。已经确定：如果未来事件足够重要、新颖或激动人心，它会使当前的生理状态突然发生与未来反应相一致的变化。

5 为此，本发明的一个方面是检测和量化个体感受对未来或未知事件的电生理响应(所述电生理响应与实际结果一致)的能力。本发明的另一方面是量化一组人的作为对未来事件和/或回答未知问题的预报器的电生理响应。

10 现参阅图 3，图中示出实现直觉指示器的过程的一个实施例，在所述实施例中，将参与人连接到监测一种或多种电生理特性(例如，HRV、EEG、呼吸模式、SCL 等)的系统上。在一个实施例中，可以测量参与人的 EEG 特性，方法是每个参与人接上 EEG 电极，电极接到国际 10-20 系统所规定的地方。为测量皮肤传导，可以将表面银-氯化银电极附着到参与人的手上和/或手指上。可以利用围绕在参与人的胸部的呼吸带来测量呼吸。最后，可以从 ECG 或脉冲波导出(但不
15 限于此)HRV。应当指出，可以使用 ECG 放大器，也可将光电体积描述传感器连接到参与人来测量脉冲过渡时间，以便确定血压的变化和确定血压波到达大脑的时间。

20 所述过程从在时刻 T_1 时个人按压启动按钮开始。过了预定的时间段($T_{\text{blank-1}}$)后系统随机选取一种刺激(例如，图像、声音、问题等)用于在 T_2 显示。虽然在图 3 所示的实施例中($T_{\text{blank-1}}$)为 6 秒，但是，应当指出，($T_{\text{blank-1}}$)可以是任何时间长度。在另一实施例中，($T_{\text{blank-1}}$)也是随机选取的。

25 继续参阅图 3，在此实施例中，所述系统提供随机选取的刺激 3 秒钟(T_{display})，虽然也可以选择任何其它时间长度。 T_{display} 之后，在另一预定时段($T_{\text{blank-2}}$)内去除刺激。虽然在图 3 的实施例中($T_{\text{blank-2}}$)为 10 秒，但可以使用任何其它时间长度。如上述，在上述过程中可以同时监测多人的电生理数据。在这种情况下，可以确定所述电生

理数据组的组合值并用预测模型中。

图 4 示出从图 3 的过程中产生的抽样数据。在此实施例中，将在 $T_{\text{blank-1}}$ 、 T_{display} 和 $T_{\text{blank-2}}$ 时间段中记录的生理数据绘制成与时间的关系曲线。特别是，图 4 示出时间与 SCL 的百分比变化的关系曲线。

5 和图 3 一样，对象(或对象组)在 T_1 按压启动按钮、在 $T_{\text{blank-1}}$ 观看空白屏幕、在 T_{display} 接受刺激、然后在 $T_{\text{blank-2}}$ 观看空白屏幕。但是，和图 3 不同，图 4 包括有对三种不同刺激的响应数据，其中前两种是低水平刺激(例如平静的图片)，第三种是高水平刺激(例如动情的图片)。

10 在一个实施例中，使用独立成分分析(ICA)来从原始的 EEG 数据中去除掉眨眼。随机成对抽样置换 t 测试多变量分析也可用来测试平静和动情试验之间的显著差别。

在测量电生理数据的另一图示中，图 5 示出时间与 HRV 和 SCL 百分变化之间的关系。具体地说，曲线 6-1 是 SCL 对低水平刺激的响应曲线，而曲线 6-2 是 SCL 对高水平刺激的响应曲线(心率减慢)。此外，曲线 6-3 是 HRV 对低水平刺激的响应曲线，而曲线 6-4 是 HRV 对
15 高水平刺激的响应曲线(心率减慢)。

区域 60 代表对直觉的测量，测量的是从按压启动按钮的时间(T_1)到提供刺激时间(T_2)之前对象 HRV 的百分比变化。而区域 65 代表基于导致所述事件的对象 SCL 的百分比变化来测量对象“感知”未来事件的能力。总之，图 5 的数据提示 HRV 提供的直觉电生理测量比 SCL 更为明显。
20

此处称为“信号平均”的技术可以用来检测生物系统的响应图形并提供可与目前神经系统响应进行比较的电生理背景测量。这样就
25 可获得对直觉的量度。实质上，信号平均是用来分离重复信号和噪声但不引入明显信号失真的一种数字技术。在一个实施例中，信号平均是这样完成的：即，叠加任何数量的等长信号出现时间，其中每一个都包含重复的周期信号。这个过程加重并区别与周期信号时

间同步的任何信号，同时消除了未时间同步的变化。在利用信号平均技术来检测与 ECG 时间同步的 EEG 活动的实施例中，所得的波形称为“心跳唤引电位(evoked potential)”。

5 在一个实施例中，可以通过首先把从 EEG 和 ECG 记录的信号数字化来进行信号平均。此后，ECG 的 R 波(峰)可以用作将 EEG 和 ECG 信号切割成一些单独区段的时间参考。在一个实施例中，可以求这些单独区段的平均值，以便产生心跳唤引电位波形。在多对象实施例中，可以对所述对象组执行上述信号平均过程，而所得波形用作预测性量度。

10 图 6A-6B 示出与本发明原理一致的工作方式的两个实施例。在图 6A 的以下称为方式 1 的实施例中，作为过程的第一阶段(阶段 1)，对象可以对未来结果如何选择答案或作猜测，或者对未知问题选择答案。随着所述刺激(在此实施例中选择就是所述刺激)之后分析来自所有传感器的生理数据，以便看看哪些测量和/或测量组合能最好地预测实际的结果(以下将参阅图 7A-7B 作详细讨论)。虽然在图 6A 的实施例中用了是/否这种结构，但是，显然，可以使用任何形式的提问(例如，红/黑、上/下、头/尾、买/卖、疾病/健康等等)。

15 以下继续参阅图 6A 并参阅图 7A-7B 进行更详细的讨论，方式 1 的阶段 2 涉及将新获得的唤引的响应波形和以前的分类作比较。第三阶段涉及确定目前信号的类别和可信度，第四阶段涉及产生预测性结果。

20 图 6B 示出工作方式(方式 2)的第二实施例。在方式 2 中，以随机顺序向个人分别出示“是”和“否”指示器。出示所述刺激之后分析来自所有传感器的生理数据，看看哪些测量和测量组合能最好地预测实际的结果。在方式 2 中，出示所述刺激作为数据周期的开始(虽然在刺激之前数据已被记录)。此外，刺激前数据和刺激后数据都可用于分析。

如图 6B 所示，方式 2 的第一阶段涉及随机出示是/否刺激。然

后，在第二阶段，可以出示相反的刺激。然后，在图 6B 的实施例中，在阶段 3 将新获得的唤引的响应波形和以前的分类作比较，在阶段 4，确定目前信号的类别和可信度。最后，在阶段 5，产生预测性结果。

应当指出，均可以相对于或者随机产生的内部结果源（例如内部随机数发生器）或者由外部环境中发生的事件所产生的实际结果（例如，抛硬币、股票价格变化等）来校准或者方式 1 或者方式 2。还应当指出，可以由用户确定来所选工作方式的各个阶段的时间间隔。

图 7A 是用于实现本发明一个或多个方面的系统的校准阶段实施例的流程图。具体地说，在方框 705，以建立系统的步骤开始过程 700。一旦将合适的电极和传感器连接到对象，在一个实施例中，系统进行检查以确保可以适当地获得各种信号且信号的质量适合于分析。作为一种非限制性实例，可以对 EEG、ECG 和皮肤传导电极的电阻值进行检查以确保它们都足够低。此外，可以类似地检查这些电极所产生的信号，以验证它们处于预期电平。在一个实施例中，如果一个或多个信号不能适当地获得，那么，系统可以向用户发出警报。在另一实施例中，除了一个或多个以前实施例之外，一旦确认了所有信号电平，系统还可以自动校准和归一化各种信号以准备获取数据。

过程 700 继续进行到方框 710 的初始化工作。在一个实施例中，可以重新设定以前的数值和可信度以准备新的校准。在一个实施例中，初始化过程的一部分涉及在数据获取以及对各人和待预测的范围进行校准之前选择工作方式。虽然应当指出可以设想存在许多工作方式，但以上图 6A-6B 示出两种示范的工作方式。

在图 7A 的方框 715，过程 700 继续进行数据获取。如果系统被设定为方式 1（见以上的图 7A），那么，在作出是/否选择的那一刻（例如对象按压按钮），周期就开始了。但在方式 2，周期可以是在将所述选择随机出示给对象的时间开始的（例如阶段 1 和 2）。然后可以把从所有传感器收集的数据存储在存储器中。然后，在一个实施例中，

可以确定结果(或者通过内部随机数发生器或者来自外部源的结果)并且也将其存储在存储器中。在另一实施例中,对来自每个传感器的数据进行适当的处理并将其与以前收集的有关已知结果的数据进行比较。

- 5 应当指出,可以对其进行分析的生理信号的实例包括皮肤传导的变化、EEG 导出结果(所述 EEG 导出结果是在发生负性的斜率和度数(the slope and degree on negativity)并且开始正偏移情况下的唤引电位)以及心跳唤引电位。而且,从 ECG 或脉冲传感器导出的结果是心率加速和/或减缓,也可以同样地对其进行检查。应当指出,
- 10 还可以同样地对许多其它的生理量度进行检查(例如脉冲振幅、血压等)。

- 继续参阅图 7A,过程 700 进行到方框 720:按照预测和实际结果将试验波形分类。在一个实施例中,将当前周期的波形与在以前各周期中获得的波形的平均值进行比较(例如,方式 1-阶段 1 和方式
- 15 2-阶段 3)。在方框 725,可以通过将每个信号和它们的导出结果与以前周期中收集的数据和实际结果进行比较来确定预测结果的可信度。此外,生理相关性的当前水平也会影响可信度。此外,可以确定以前测试中最具预测力的量度组合并与当前周期作比较,用于确定可信度输出。

- 20 此时,过程 700 进到决策方框 730:确定可信度是否超过预定阈值。如果没有,过程 700 启动附加校准周期,重复上述过程,直到已获得足够的数
据,使可信度超过当前最小阈值设定。另一方面,如果已达到最小阈值,过程 700 继续进行到图 7B 的应用阶段。在一个实施例中,会通知用户校准阶段已完成,应用阶段即将开始。

- 25 现参阅图 7B,过程 700 的应用阶段从方框 735 开始,启动数据获取周期。根据所选的模式(例如,方式 1、方式 2 等),系统或对象可以提供启动应用周期的刺激。一旦数据获取周期开始,在方框 740 把唤引的响应波形与以前的分类进行比较。在一个实施例中,可以

把所述波形及其导出结果与在校准阶段建立和存储的平均波形进行比较。

5 在图 7B 的实施例中，过程 700 继续进行方框 745：确定当前周期的信号类型和可信度。然后产生预测并将其输出到用户接口（方框 750），用户接口可以是计算机显示屏、指示灯、触感指示器等。一旦确定了实际结果就可以任选地将其输入到系统中（方框 755）。然后可以用所述实际结果和生理数据更新数据库（方框 760）。应当指出，可以通过根据他们的生理数据选择具有产生良好预测结果的优异能力的那些对象来改进预测结果。

10 还应当指出，虽然上述讨论是以人为对象，本发明的原理同样也适用于动物。例如，有数据提示狗能预测它们主人开始要抓它，或它们的主人决定回家的时刻。同理，本发明的原理也同样适合于细胞等级。

15 虽然已对某些示范实施例作了说明并示于附图中，但是显然，这些实施例对于本发明来说仅仅是说明性的而非限制性的，因而本发明不限于所示和所述的具体构造和配置，因为本专业的技术人员可以想到其它各种各样的修改。

图 1

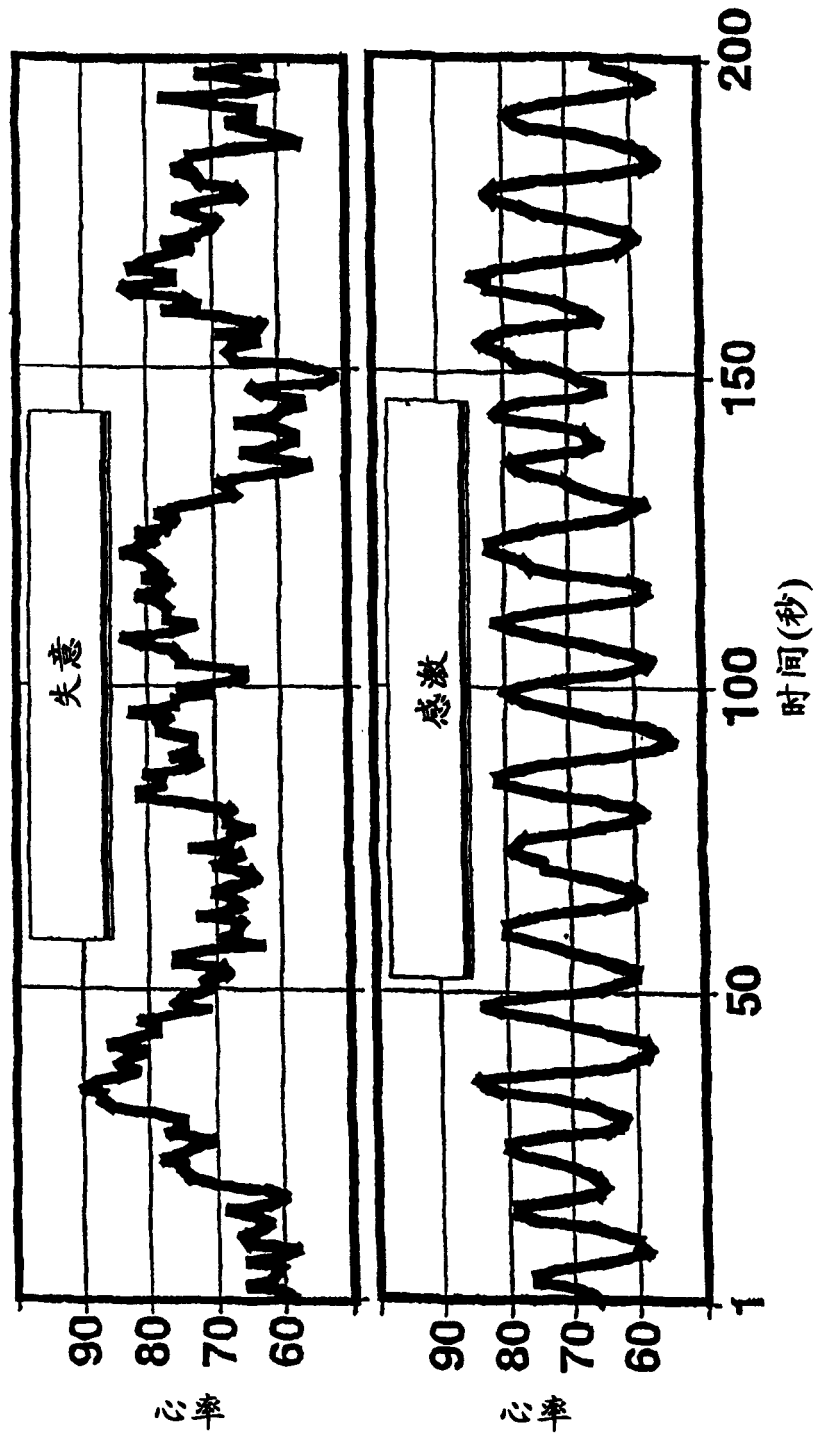
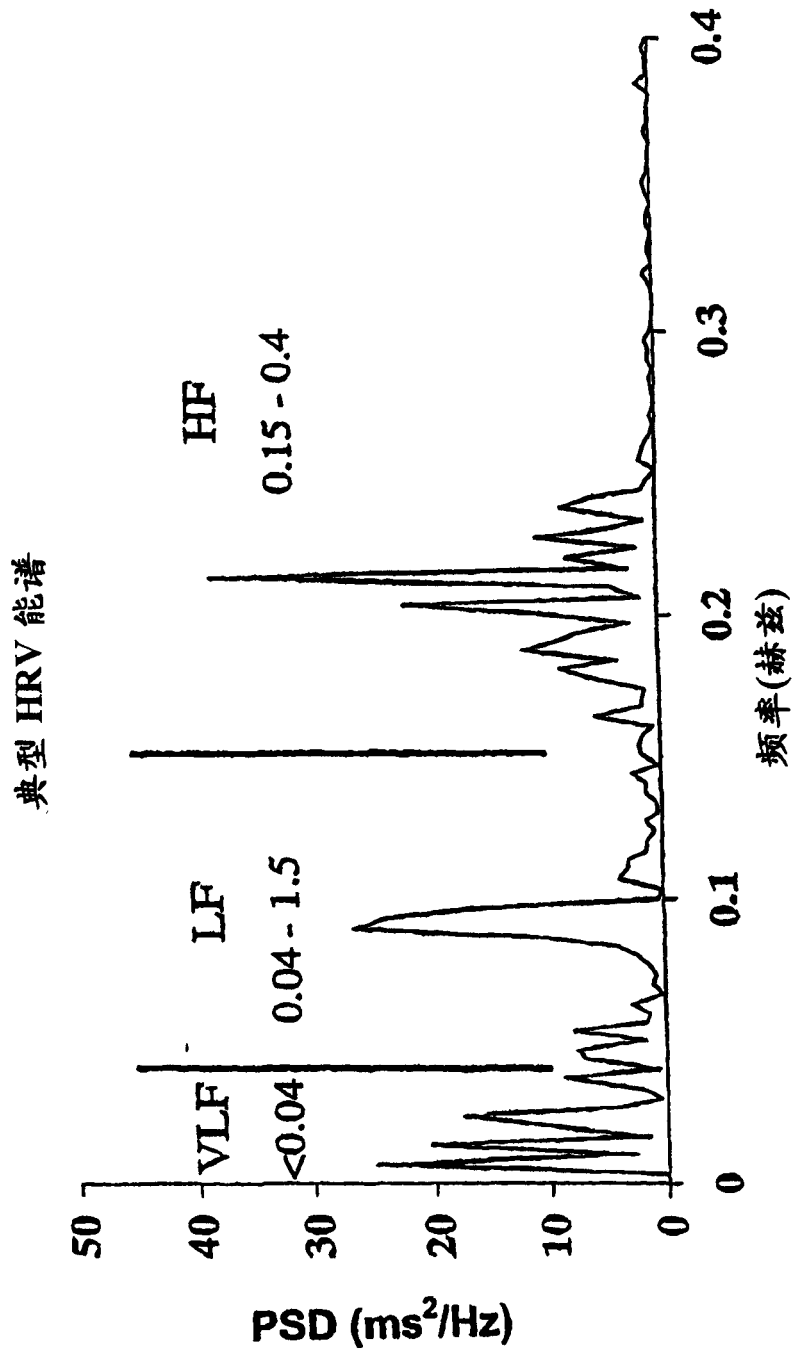


图 2



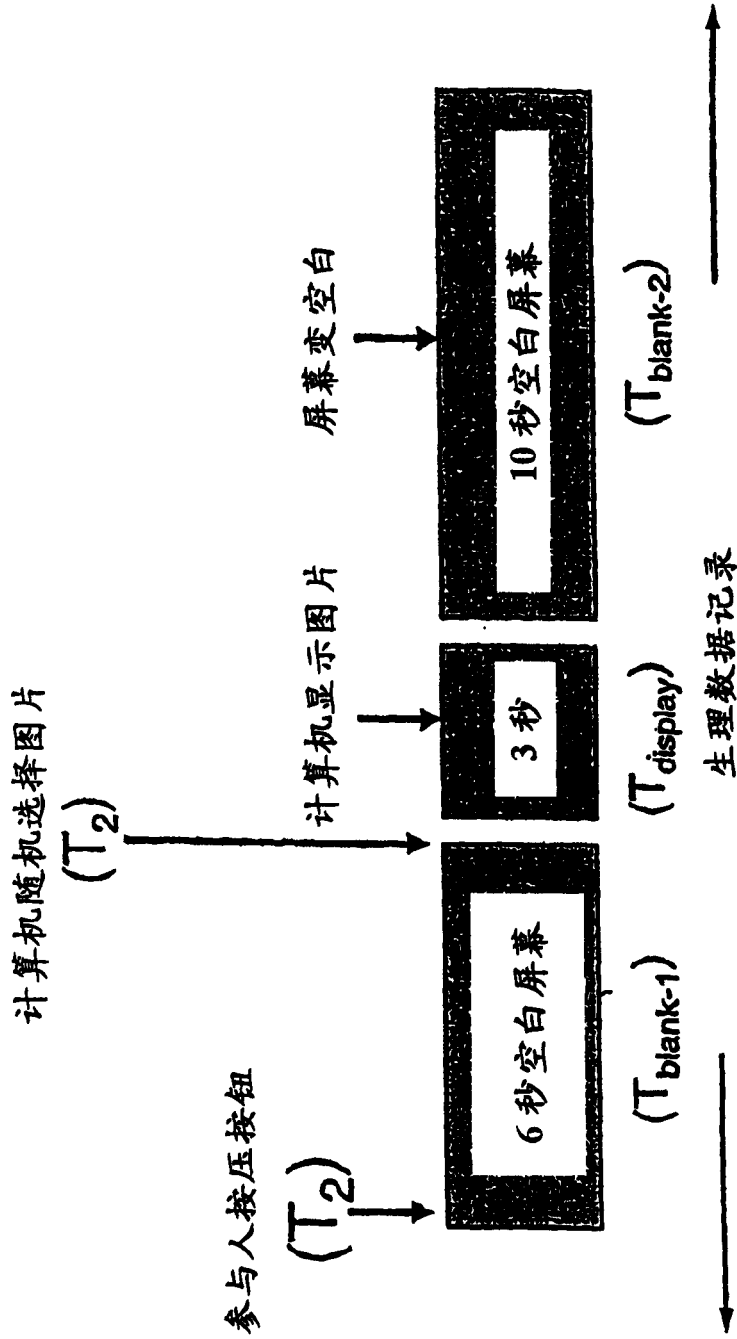


图 3

图 4

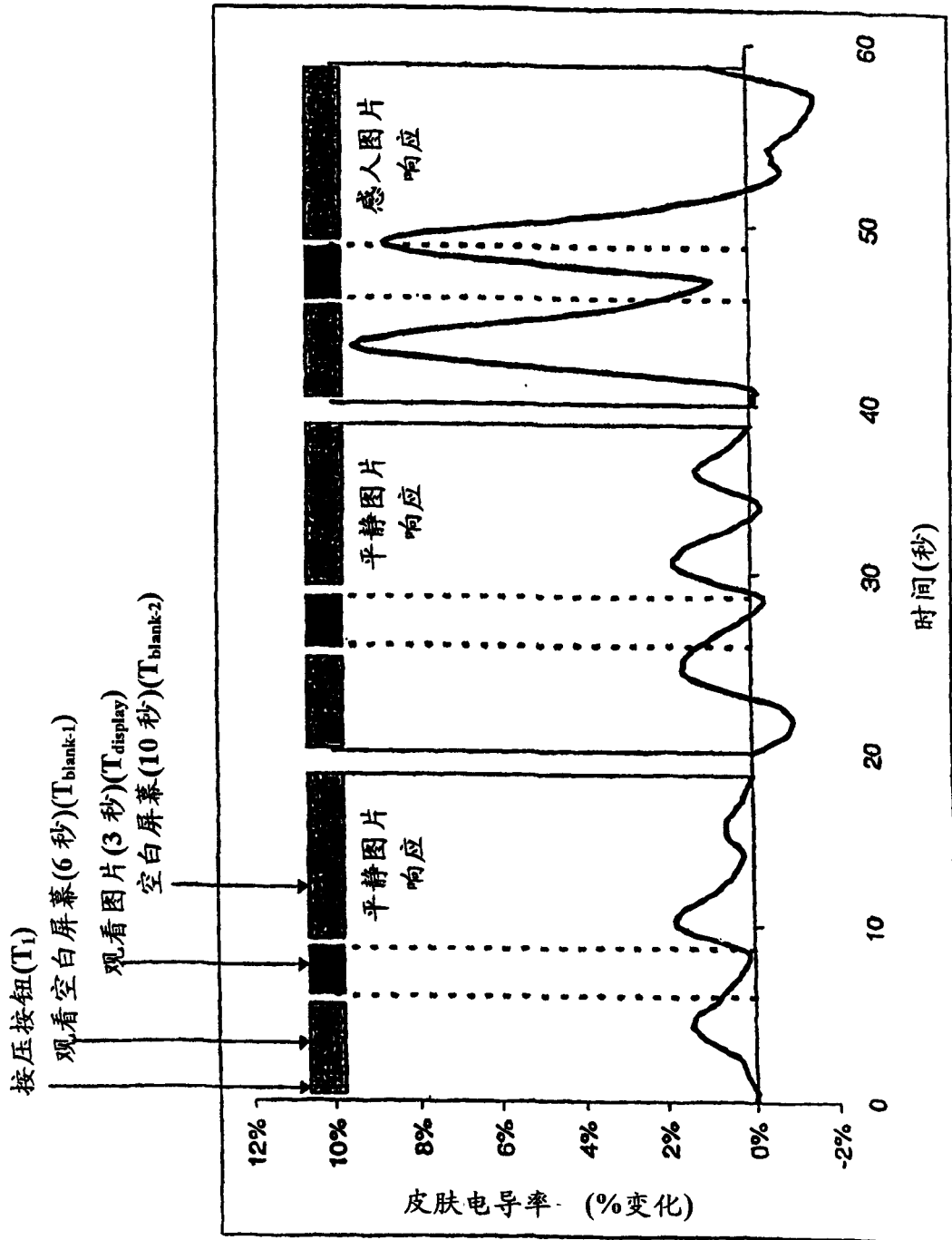


图 5

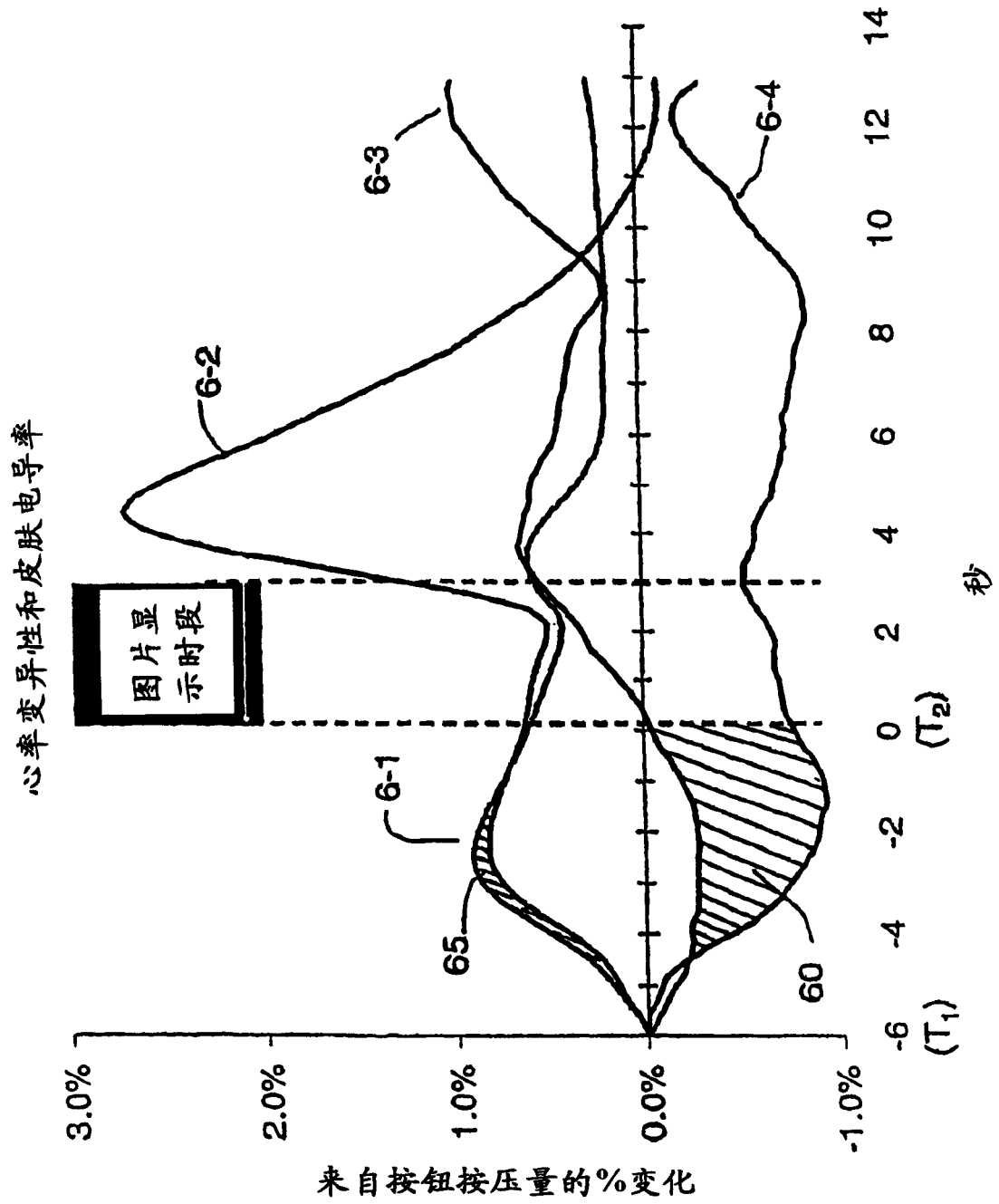


图 6A

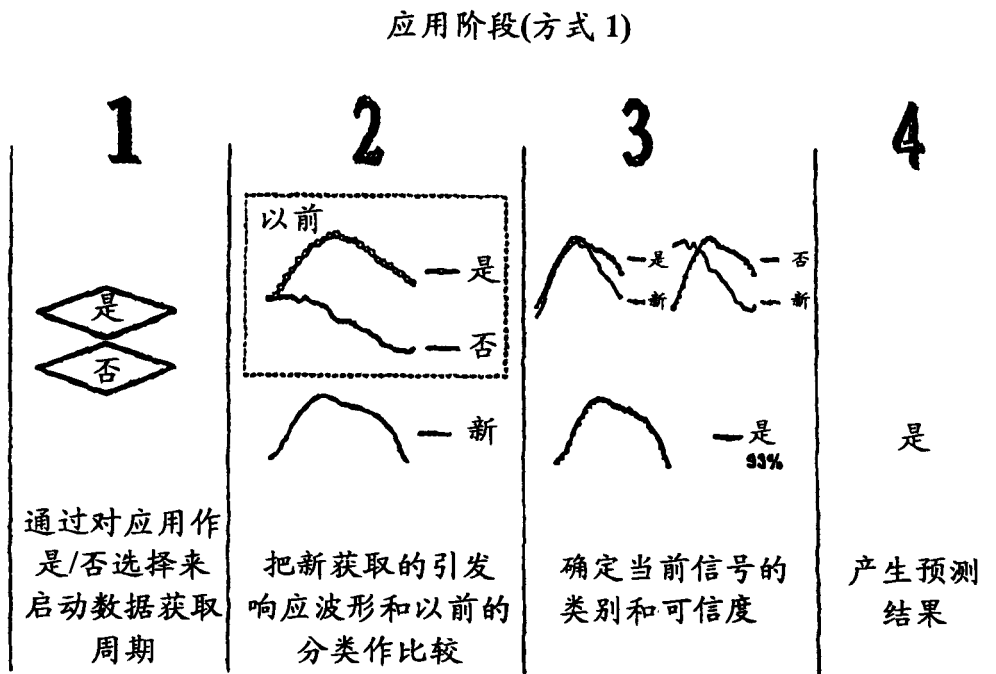


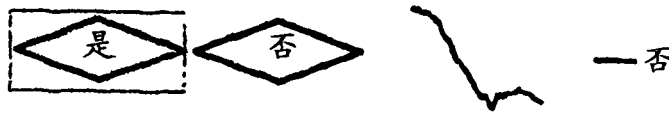
图 6B

应用阶段(方式2)

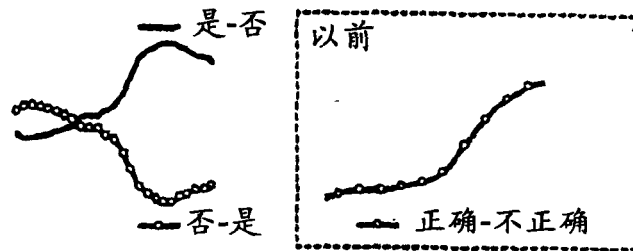
1 随机出示是/否刺激并监控响应



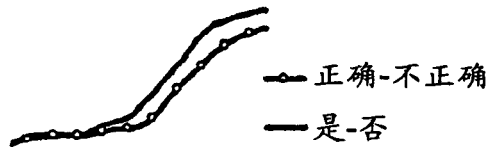
2 出示相反的是/否刺激并监控响应



3 把新获取的引发响应是/否差异波形和以前分类的差异波形作比较



4 确定当前信号的类别和可信度



5 产生预测结果

正确=是
 信心=89%

图 7A

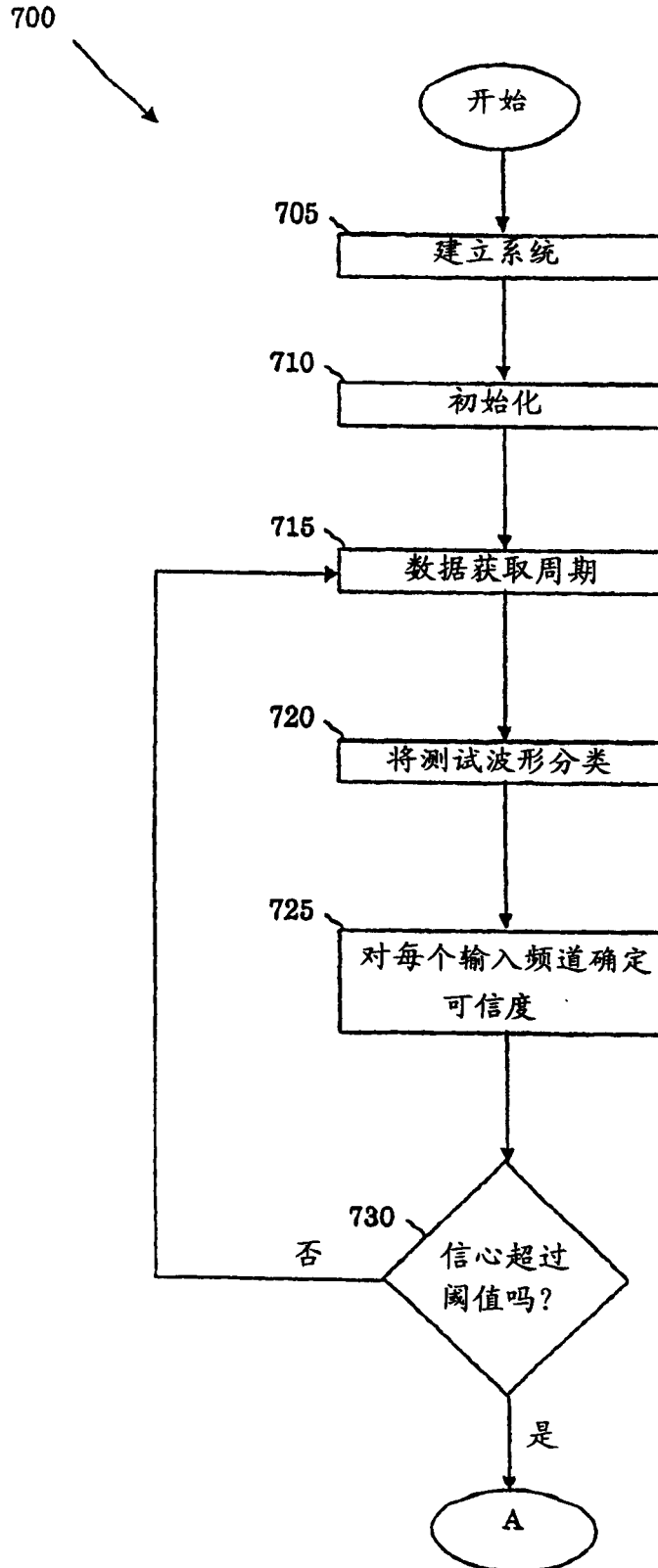
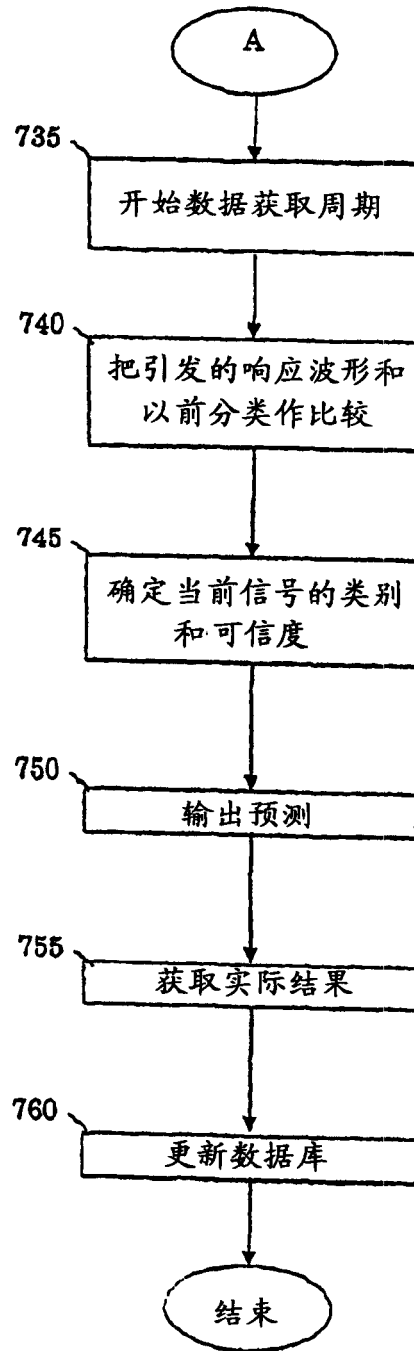


图 7B



专利名称(译)	电生理直觉指示器		
公开(公告)号	CN1747684A	公开(公告)日	2006-03-15
申请号	CN200480003677.5	申请日	2004-08-06
[标]申请(专利权)人(译)	量子技术公司		
申请(专利权)人(译)	量子技术公司		
当前申请(专利权)人(译)	量子技术公司		
[标]发明人	RI 麦克拉蒂 MA 阿特金森 DL 奇尔德		
发明人	R·I·麦克拉蒂 M·A·阿特金森 D·L·奇尔德		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/04 A61B5/0476 A61B5/053 A61B5/16		
CPC分类号	A61B5/0531 A61B5/16 A61B5/486 A61B5/02405 A61B5/165 A61B5/0476 A61B5/4035		
代理人(译)	杨凯 梁永		
优先权	60/493936 2003-08-08 US		
其他公开文献	CN100558290C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了用于对直觉进行电生理检测和测量的系统和方法。在一个实施例中，对一个或多个个人的一种或多种电生理特性进行监测并用作未来事件的指示。在一个实施例中，电生理特性可以包括心率变异性、脑电波活动、呼吸模式、皮肤导电率等。在另一实施例中，使用信号平均技术来产生可以用作未来事件指示器的波形。

