



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 01812701.0

[43] 公开日 2003 年 9 月 10 日

[11] 公开号 CN 1441649A

[22] 申请日 2001.5.13 [21] 申请号 01812701.0

[30] 优先权

[32] 2000. 5. 13 [33] US [31] 60/204,424

[86] 国际申请 PCT/US01/15598 2001. 5. 13

[87] 国际公布 WO01/87139 英 2001. 11. 22

[85] 进入国家阶段日期 2003. 1. 13

[71] 申请人 欧米加波有限责任公司

地址 美国俄勒冈州

[72] 发明人 L·V·马萨科夫

V·B·拉里奥诺夫

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

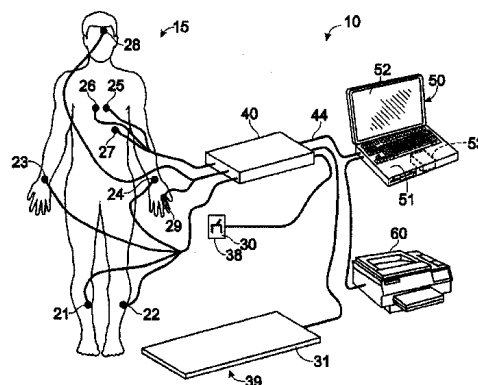
代理人 王 岳 张志醒

权利要求书 2 页 说明书 14 页 附图 5 页

[54] 发明名称 在人体中当前的功能状态和适应反应的非侵入式测量的设备和方法

[57] 摘要

非侵入式评价人体的功能状态和体内平衡状态的设备和方法。具体选择并设计的测试提供有效的且综合的和/或目标评价，这取决于所选择的测试。测试优选包括心率的变异性、差动 ECG、脑电波、弹跳和刺激反应测试。非侵入式的数据记录允许经常地测试，这在评价自适应反应和其它的行为标准方面是关键。传感器、接口/适配器和计算装置优选都是轻便的以提高便携性。



1. 一种评价人的功能状态和体内平衡状态的设备，包括：
感测信号输入；
与所说的感测信号输入连接的处理逻辑，所说的处理逻辑至少执行
5 包括如下的测试组中两种或更多种功能状态测试：
心率的变异性测试；
差动 ECG 测试；
脑电波测试；
弹跳测试；和
10 刺激响应测试；
所说的处理逻辑被构造成从所说的输入接收对给定的测试适当的感测信号并处理这些信号以产生用于该给定的测试的信号，该信号代表设计该测试要评价的人体系统的功能状态的文字结论。
2. 权利要求 1 所述的设备，其中从通过所说的处理逻辑所处理的
15 感测数据的基于规则的分析中产生代表所说的文字结论的所说的信号。
3. 权利要求 1 所述的设备，其中构造所说的处理逻辑以计算给定测试的一个或多个指数值并解释所说的一个或多个指数值以产生代表所说的文字结论的所说的信号。
- 20 4. 权利要求 1 所述的设备，进一步包括允许用户选择所说的处理逻辑要执行的 所说的两种或更多种测试中的哪种测试的选择逻辑。
5. 权利要求 1 所述的设备，进一步包括机构，其非侵入式地测量对应于所说的两种或多种功能测试的在测试的人的物理参数。
6. 权利要求 1 所述的设备，其中所说的处理逻辑执行所说的功能
25 测试中的三种或更多种测试。
7. 权利要求 1 所述的设备，其中所说的处理逻辑执行所说的功能测试中的四种或更多种测试。
8. 一种评价人体的功能状态和体内平衡状态的方法，包括如下的步骤：
30 输入感测信号
通过机器可执行的步骤基于心脏产生的感测信号实施测试以评价人体系统的功能状态；和

通过机器可执行的步骤基于脑电波产生的感测信号实施测试以评价人体系统的功能状态。

9. 权利要求 8 所述的方法，进一步包括如下的步骤：

5 从所说的心脏产生的感测信号或所说的脑电波感测信号中产生指数；和

解释所说的产生的指数以产生代表关于对应于所说的指数的人体系统的功能状态的文字结论的信号。

10. 权利要求 9 所述的方法，其中所说的解释步骤包括使用基于规则的分析的步骤来实施所说的解释。

在人体中当前的功能状态和适应反应的非侵入式测量的设备和方法

相关申请的交叉引用

- 5 本申请要求早先申请的美国临时专利申请 No. 60/204,424 (本发
明人于 2000 年 5 月 13 日申请, 题为 “Apparatus and Method for
Diagnosing Physical State and Potential”) 的优先权。

发明领域植树

- 10 本发明涉及个人当前功能状态和体内平衡 (homeostasis) 状态的
非侵入式和/或间接测定。本发明也监测对压力的适应性反应。

发明的背景技术

- 15 人体恒定地受到压力 (The Stress of Life, Hans Selye, MD,
McGraw Hill, rev. ed., (1978))。对压力的正适应可以改善身
体状况 (例如体育锻炼), 而自适应的紊乱可能导致严重的内科病情
的发作 (例如心脏病发作等)。

- 20 监测个人的功能状态和体内平衡状态的变化能够使人了解对压力
的适应。为了解个人的功能状态和体内平衡状态, 必须经常地测试,
并且这种测试必须包括对人体的主要系统的测试。这些包括调节心搏
动、能量的新陈代谢、中枢神经系、气体交换和心肺 (循环) 系统的
系统、解毒系统和激素 (肾上腺) 系统。

- 25 大家公知的是, 各种不同的侵入式和非侵入式测试方法都可用于评
价个人的功能状态。侵入式测试包括血液测试和活体组织检查等, 这
些检查方法在测试的过程中损坏组织。侵入式测试的缺点包括疼痛、
组织损伤、感染的危险和不能频繁地进行测试 (因为相关的组织损
伤)。侵入式测试也相对较昂贵, 并且经常要求检查医疗设备 (与家
庭或现场使用相反)。

- 30 准侵入式测试包括不完全侵入的测试, 但由于对人体的有害的影响
这种测试也不能非常有规律地重复。这样的实例包括 X-射线 (过量辐
射) 和要求人运动到极度疲劳的 V_{O_2} 最大踏旋器测试 (对于体质非常
虚弱的人有规律地进行这种测试可能很困难甚至不可能)。除了直接
组织损伤以外, 准侵入式测试具有与上文所列的侵入式测试的缺点相
同的缺点。

与侵入式测试相反的是，非侵入式测试对组织损伤低得多，因此可以以更高的频率实施这种测试。非侵入式测试的实例包括温度和血压的测试。虽然非侵入式测试可以更加有规律地进行并且更加低廉，但是它也存在如下的缺点：它只能提供体质状况参数的有限的直接测量。例如，血压读数简单地表示当前的血压，并不能提供是人体哪个体系或系统功能不正常而造成血压高或低的信息。

为了更好地评价人的健康和适应性反应，理想的是（也本发明的一部分）实现并产生关于人的当前功能状态的更多的信息。这可以部分基于直接测量参数通过对人的健康的间接评价来实现。也可以通过测试大量的人体系统和/或在策略上选择或设计从少量的测试中提供综合的评价数据的测试来实现。

虽然本发明（如下文将更加详细地讨论）提供了可专利的独特的测试设备和方法，但间接评价功能状态的已有技术是公知。例如，大家公知的是从分步测试中的心率反应中或者从差动 ECG 中计算 V_{O2} 最大值。

虽然某些非侵入式的间接测试方法和测试程序在已有技术是公知的，但是在本领域中已有技术的缺点在于它们没能认识到测试的特定组合能够提供对当前的功能状态和/或自适应反应的更综合的、有效的且低廉的评价。结果，已有技术不能解决尤其是在上文开始段落中所讨论的问题。

因此，人们需要一种提供非侵入式测试的组的设备和方法，该非侵入式测试的组合能够更加综合地、有效地且低廉地评价人的当前的功能状态和他们的体内平衡状态。还需要一种由于至少部分是非侵入式和非压力式测试因此能够允许频繁地测试的设备和方法。

发明概述

因此，本发明的一个目的是提供对人当前的功能状态的综合的、有效的且低廉的评价。这可以包括他们对体力工作的压力和/或电位（potential）的适应性反应。

本发明的另一目的是以非侵入方式提供这种评价。

本发明的另一目的是从非侵入地测量的数据中研究间接确定的参数或者结论。

本发明的另一目的是提供或执行非侵入式测试的特定组合以有利

于功能状态的目标评价。

本发明的另一目的是以允许经常测试的方式提供这种评价。

通过使用如下描述的对在人体中当前的功能状态和自适应反应的非侵入式测量的设备和方法来实现本发明的这些目的和相关目的。

5 在一实施例中,本发明包括感测数据接收电路或逻辑和与其连接的处理逻辑。处理逻辑优选从一组测试中至少实施两种人体系统功能状态测试,这些测试包括:心率的变异性测试、差动 ECG 测试、脑电波测试、弹跳测试和刺激反应测试。处理逻辑优选处理所接收的感测数据和所产生的表示对应于所给定的文字的人体系统的功能状态的文本
10 结论的信号。

在另一实施例中,本发明包括在评价一种或多种人体系统的功能状态中监测心脏活动和脑电波活动两者的处理逻辑。

在另一实施例中,本发明包括使用基于规则的分析来解释感测的数据并且可以进一步来利用基于规则的分析来产生功能状态的文字结论
15 的处理逻辑。

本发明的处理逻辑可以从所感测的数据中产生指数,然后解释一个或多个指数以产生关于相应的人体系统的功能状态的特定的结论。

本发明包括实施这些相关的和别的特征的设备和方法实施例。

通过下文结合附图的详细描述,本领域的普通人员将会更加清楚本
20 发明的前述和相关的优点和特征。

附图概述

附图 1 所示为根据本发明的非侵入式测试系统的附图表示。

附图 2 所示为根据本发明的接口设备 40 的示意性附图。

附图 3 所示为根据本发明的测试过程的一般性概述图。

25 附图 4 所示为根据本发明一般性说明实施一种或多种人体系统测试的步骤的附图。

附图 5 所示为根据本发明有代表性的 HRV 测试的机器可执行的步骤的流程图。

30 附图 6 所示为根据本发明在附图 5 的 HRV 测试中产生的数据的显示。

附图 7 所示为根据本发明代表性的差动 ECG 测试的机器可执行的步骤的流程图。

附图 8 所示为根据本发明在附图 7 的 EDCG 测试中产生的数据的显示。

附图 9 所示为根据本发明有代表性的欧米伽脑电波的机器可执行的步骤的流程图。

5 附图 10 所示为根据本发明在附图 9 中的欧米伽脑电波测试中产生的数据的显示。

附图 11 所示为根据本发明在基本和后负载的欧米伽电位之间的差值的解释图。

10 附图 12 所示为根据本发明的有代表性弹跳测试的机器可执行的步骤的流程图。

附图 13 所示为根据本发明的有代表性刺激反应测试的机器可执行的步骤的流程图。

附图 14 所示为根据本发明的基于规则的分析的流程图。

详细描述

15 体内平衡 (homeostasis) 是一种在有机体内通过器官系统的协调一致的反应自动补偿外界的压力来保持内部稳定的趋势。在人体中, 主要器官或者人体系统包括心脏的、新陈代谢的、循环的、解毒的、激素的 (肾上腺)、中枢神经 (CN) 和神经肌系统。本发明提供了监测器官或人体系统的许多测试。在本发明内的测试包括 (但不限于)

20 心率变异性 (HRV)、差动 ECG (DECG)、欧米伽 (omega) 脑电波 (OW)、弹跳和刺激反应 (SR) 测试。本发明有助于识别哪种人体系统不正确地作用 (即影响体内平衡) 和人体对特定的压力 (例如锻炼、节食、疾病、心脏病康复等) 的反应。现在描述五种优选的测试和实施这些

25 测试的设备。虽然在此描述了五种测试, 但是至少这些测试中的任何两种或多种的组合被认为落在本发明的范围内。

附图 1 所示为根据本发明的非侵入式诊断测试系统 10 的附图表示。附图 1 说明了在人体上放置的各种电极/传感器和系统的优选部件的一种实施例。下面的表 I 提供了通过附图 1 的设备优选实施的体质测试和通过这些测试所监测的相应的人体系统的列表。

表-I-人体系统测试

测试	所检查的人体系统
1. 心率变异性	心脏系统
2. 差动 ECG	新陈代谢系统
5 3. 欧米伽脑电波	循环、解毒(Detox)、肾上腺、CN
4. 弹跳	神经肌肉系统
5. 刺激反应	CN

考虑到这五种测试所测量/监测的不同的人体系统，它们提供了功能状态的相对综合的评价，因此这五种测试比较可取。然而，应该认识到的是，尤其是在评价特定的病情或反应时，单种测试或者测试组合（不是所有的测试）可以交替地执行以实施所有的测试。还应该认识到的是，还可以执行附加的测试，例如常规的 ECG 等，并且在此所教导的非侵入式测试可以与侵入式测试一起使用以确定个人的功能状态或者不执行侵入式测试。

15 非侵入式诊断系统 10 包括许多传感器 21-31（传感器 30 和 31 分别提供在反应按钮 38 和触点垫板 39 上）以评价接收测试的人（PRT）15 的功能状态。这些传感器连接到接口装置（ID）40，该接口装置 40 起将信号传输到计算装置（CD）50 并保护接收测试的人（PRT）不受电击的作用。ID40（参考附图 2 将更加详细地讨论）优选放大、滤波和数字化从传感器输送的模拟信号。

20 CD50 可以是常规的计算机（膝上型计算机、个人计算机或其它的计算机）或者另一计算装置（例如，包括处理电路、存储器、操作员输入控制和显示元件或者对这些元件的访问）。在附图 1 中，所示的 CD50 为具有键盘 51、监视器 52 和处理逻辑 53 的个人计算机 50。CD50 25 可以连接到打印机 60 以产生例如测试结果的打印副本。

参考附图 2，所示为根据本发明的接口装置 40 的示意性附图。ID40 优选包括多个传感器端口：用于 HRV 传感器 21-24 的 ECG1（33）、用于附加 DECG 传感器 25-27 的 ECG2（34）、用于欧米伽波传感器 28-29 的欧米伽端口（35）、用于传感器 30 的弹跳端口（36）和用于 SR 传感器 31 的刺激反应（SR）端口（37）。放大器 41-43 提供 ECG 和欧米伽波的信号的放大。来自每个端口的数据优选通过 ADC45 数字化并传播到总线 46。

通过 PRT 侧的微控制器 48 部分地控制在总线 46 的数据流通和断。也提供类似的 CD 侧微控制器 58。这些控制器 45, 58 优选通过电流隔离器 57 隔该离电流隔离器 57 保护 PRT 不受由于 CD 侧故障造成的电流冲击。感测的数据从总线 46 可选择地传输到 CD50。USB 控制器等 59
5 控制感测的数据到 CD50 的传播(在电缆 44 上)和来自 CD50 的信号(比如初始化和端口选择请求等)的接收。

参考附图 3, 所示为根据本发明用于执行功能状态的评价的机器可执行步骤的高级流程图。在步骤 80 中, 在 CD50 中的逻辑优选在监视器 52 上产生显示, 该监视器 52 允许用户选择要执行的测试。一旦选择
10 选择了测试, 流程进行到执行所选择的测试的代码(步骤 81)。方块 82-86 代表执行表 1 的测试的逻辑。在下文中更加详细地描述在这些测试中的每种测试。在方块 82-86 中的 RBA 块代表用于确定功能状态的文字结论的优选的基于规则的分析。步骤 91 代表显示测试结果的代码或逻辑(可以包括计算指数和文字结论)和步骤 92 代表打印出测试结果或者
15 者长期保存测试结果。

参考附图 4, 所示为实施根据本发明的一种或多种人体系统测试的步骤的附图。在步骤 110 中, 放置接收测试的人(PRT)以便连接传感器。在步骤 112 中, 连接传感器。在步骤 114 中, 用户从 CD50 中选择
20 所需的一种或多种测试。根据测试的特征和 ID40 的结构(即, 端口结构等), 在相同的时间上可以实施多种测试。在步骤 115 中, 通过 CD50 初始化 ID40 以用于适当的数据感测和数据传输。在步骤 116 中, 指令 PRT 实现或保持静止状态或执行一定的动作, 例如跳动(步骤 116)。在步骤 117 中, 通过 CD50 实施所选择的测试的机器可执行的步骤。在测试完成之后, 取下或重新设置传感器电极(步骤 118), 并显示结果
25 以便进行检查(步骤 120)。将结果显示在监视器 52 上或通过打印机 60 打印或者通过某些其它的显示机构显示。现在描述在附图 5 的步骤 114 (或者附图 3 的步骤 81) 中所选择的测试的机器可执行的步骤。

心率变异性 (HRV) 测试-心脏

设计心率变异性测试 (HRV) 来给出调节心脏活动的生物系统的状态
30 的指示。在通过自动电路调节它时心脏系统最佳地发挥作用。在破坏体内平衡(不平衡)时更高级别的中央调节系统支配心脏的活动。这些调整的变化反映在心律的变异性中。如下文所讨论的处理心脏信

号允许心脏活动的功能状态的定量和定性的分析。

下文讨论有代表性的 HRV 测试。应该认识到，在类似或产生类似的结果时或者在与在此所教导的一种或多种其它类型的测试组合时，与下文所教导的测试不同的 HRV 测试仍然落在本发明的范围内。

- 5 一般地，通过系统 10 所实施的 HRV 测试记录传感器数据，构造反应所感测的数据的图表或附图（即，散布图、直方图、频谱图等），并执行指标值的基于规则的分析以产生心脏活动的功能状态的文字结论。

10 参考附图 5 描述代表性 HRV 测试，附图 5 所示为根据本发明的 HRV 测试的机器可执行步骤的流程图。应用其它当前或将来开发的技术，优选通过在 CD50 的处理器上执行的应用软件或者通过执行机器可执行的步骤来实现附图 5 的步骤和在此所描述的其它测试的步骤。附图 6 所示为优选包括心电图、上述的图表/附图和功能状态的文字结论的 HRV 测试结果的有代表性显示。

- 15 在这种有代表性的 HRV 测试中，优选使用四个电极传感器，优选的是将它们放置在手腕和脚踝上。一个传感器电极是地电极，其它的三个电极采集标准的 ECG 数据等。也可以利用可替换的传感器放置。HRV 测试基于在固定的时间段上标准心电图（ECG）读数的心脏收缩的记录。测试记录在每个心脏收缩之间的周期长度（秒）的变化，该时间周
- 20 间周期的长度是在以字母 R 表示的 ECG 峰值之间的时间。

在 ID40 的初始化之后，记录固定的时间周期（例如 128 秒）的心脏肌肉电活动（步骤 152）。选择并分析固定数量的连续心跳间隔（RR 间隔）例如 100（步骤 154）。在优选的方法中使用快速傅立叶变换处理这种间隔以实现频谱分析（步骤 156），并在频谱图 191 中绘制间隔

25 频率的密度（步骤 158，参见附图 6）。在本领域中频谱分析是公知的。优选绘制下面的频率范围：高频=0.15 至 0.4 赫兹；低频=0.04 至 0.15 赫兹；非常低的频率=0.004 至 0.04 赫兹。优选的是，还产生并显示直方图 192 和散布图 193（步骤 160）。

- 30 在步骤 172 中，基于频谱和其它的数据分别计算心脏系统行为的各种优选的指数，这些指数包括：

迷走神经（副交感神经）调节（VR）；
体液调节（HR）；

- 交感神经调节 (SR) ;
 压力指数;
 非周期性影响的份额;
 标准偏差; 和
 5 心脏收缩的频率 (FCC) 。

计算这些指数或者相关的指数在本领域中是公知的。(参见 Baevskiy, R.M. 等人, *Mathematical Analysis of Changes in Heart Rate Under Stress*, Moscow Science, 1984)。

- 10 解释 (步骤 181) 这些指数 (194) 以产生 (步骤 182) 关于心脏活动的功能状态的文字结论。优选基于如下文所讨论的基于规则的分析实现这些。优选的是, 至少为如下类型产生状态表述:

1. 律动类型;
2. 律动调节的类型; 和
3. 植物性体内平衡的类型。

- 15 这些律动类型是心动速率。调节类型是基于 VR (与标准状态相关) 的, 并且结论可以包括窦心律不齐 (它是正常的)、稳定律动、步行产生机能失调 (pace-maker dysfunction) 等。植物性体内平衡的类型基于 HR、VR 和 SR, 并且反映了在心脏的副交感神经和交感神经调节之间的平衡的评价。这些指数也可以用于产生关于心脏系统的功能状态的其它结论, 包括调节机构的压力的程度 (从正常状态到机能失调状
- 20 态)、保留状态 (reserve status) (从高到非常低)、系统负荷的就绪状态 (从可选到需要立即心病咨询的严重心脏机能失调) 和对外部影响的适应 (从稳定到自适应破坏)。

在附图 6 中以参考标号 195 描述文字结论。

25 差动 ECG (DECG) 测试-新陈代谢

心脏是一种心肌, 并且在心脏中的能量的新陈代谢可以以 ECG 监测。因为在心肌中和在骨骼肌中的能量新陈代谢之间存在公知的关系, 因此从心肌能量代谢的分析中可以得出关于骨骼肌的状态的结论。

- 30 参考附图 7 描述有代表性的 DECG 测试, 附图 7 所示为根据本发明的 DECG 测试的机器可执行步骤的流程图。应该认识到的是, 在不脱离本发明的精神的前提下可以利用各种 DECG 测试。附图 8 所示为 DECG

测试结果的有代表性显示，优选的是包括新陈代谢系统的功能状态的所计算的指数和文字结论。

为执行有代表性的 DECG 测试，优选利用七个电极传感器 21-27。这些电极包括在 HRV 测试中使用的四个电极 21-24 和在标准的 ECG 设置中放置在胸部上的其它的三个电极 25-27，但 26 优选放置在胸部的右侧上。

在步骤 201，对 ID 40 进行初始化，在预定的时间周期（例如 120 秒）中从每个传感器中记录 ECG 数据。优选的是对从胸部传感器电极中所接收的 ECG 信号求微分（步骤 203）并分析它（步骤 205）。分析连续的 QRS 复合指数（complexes）（差动的心跳收缩的峰值和恢复）的子集例如 10-60（在本实例中为 30），并确定 R 和 S 值（步骤 207）。

在步骤 210 中，从所感测的数据中产生有代表性的 DECG 测试指数（优选的是包括平均的 R 和 S 值）。这些指数包括最大氧消耗量、VO2 最大值、alactic 容量指数（ALCI）、乳汁量指数（LCI）、厌氧量指数（ACI）、有氧效率指数（AEI）和系统自适应指数（SAI）。在本领域中这些指数或相关的指数的计算是公知的。（参见出版物 Kiev Sports Medicine University by Beregovog, V.Y., or Dushanin, S.A. (1986)）。

然后分析这些指数（步骤 220）以产生关于新陈代谢系统的功能状态的文字结论。优选的是，使用如下讨论的基于规则的分析实施这种分析。所产生的状况表述优选表示：

1. 功能保留的状态
2. 恢复过程的速度
3. 对缺氧（氧债）的抵抗力；和
4. 有氧保留（reserve）。

这里每一项都可以从高到低并且产生的文字结论优选表示对应的等级。

在附图 8 中以参考标号 230 和 235 分别描述指数和文字结论。

欧米伽波 (OW) 测试-循环、解毒(detox)、激素、CN

所示的欧米伽脑电波和欧米伽脑电波电位(欧米伽脑电波幅值的电测量)与中央神经、循环、解毒和激素系统的行为具有关系。

下文描述有代表性的欧米伽电波 (OW) 测试。应该认识到，在类

似或产生类似的结果时或者在与在此所教导的一种或多种其它类型的测试组合时，与下文所教导的测试不同的测试仍然落在本发明的范围内。

5 参考附图 9 描述有代表性的测试，附图 9 所示为根据本发明的 0W 测试的机器可执行的步骤的流程图。附图 10 示出了 0W 测试结果的显示，优选包括放置的欧米伽电位对时间、后负载欧米伽电位对时间和功能状态的文字结论的图表。在附图 10 中没有示出在下文中所讨论的文字结论和在附图 11 中部分示出的文字结论。

10 已经将在静止的基本欧米伽电位识别为中央神经系统及其自适应预备的功能状态的电平的指示。三个基本欧米伽电位的电平已经从健康的人身上经验地确定，这些电平是低电平 (<0 mV)、中等电平 (0-40 mV) 和高电平 (41-60 mV)。低电位的特征在于失眠、精神和身体功能的快速衰竭、不稳定的适应性反应和有限的适应性电位的降低的电平。中间电位的特征在于失眠、高稳定性的精神和身体功能、足够的适应性电位和稳定的适应性反应的最佳电平。高电位的特征在于精神
15 情感紧张的状态、对负荷的反应的高稳定性和适当的适应性反应。

Iberal 和 McCulloch 在它们的研究中已经证实，有一种时间标度用于响应压力（即，后负载电位）而启动各种系统资源。经验性的数据已经显示，在外部压力之后欧米伽电位的动态特性与启动的各种人体系统过程的动态特性密切相关。结果，已经识别了在单个压力负荷
20 之后欧米伽电位的变化的三个时间区段，它们是区段 A (0-1.5 分钟)、区段 B (1.5-4 分钟) 和区段 C (4-7 分钟)。区段 A 的特征在于心肺 (cardio-respiratory) (循环) 系统的功能状态。区段 B 的特征在于解毒系统（即，胃与肠道、肝和肾等）的功能状态。区段 C 的特征
25 在于下丘脑、垂体和肾上腺（激素系统）的功能状态。

优选以氯-银弱绝缘电极实施欧米伽波测试。将电极放置在测试对象（在测试对象的前额的中心上放置一个，在右拇指的底部上放置一个），同时测试对象在静止状态坐着或者躺着。

30 在步骤 301 中，在 CD50 上的处理逻辑产生测试开始信号并开始从 ID40 接收所感测的欧米伽波电位。以预先定义的时间周期记录这些信号（步骤 303），优选可取大约 7 分钟，在这之后，产生测试结束信号。在步骤 305 中产生的曲线 330 说明了这种数据的有代表性曲线。基本

电位 (base potential) 提供了从其进入后负载 (post-load) 电位的基线。

为执行后负载评价, 通过 CD50 产生开始信号 (步骤 307), PRT 承受体力负荷比如一次或两次快速曲膝。在大约为 7 分钟的固定的时间周期中记录 PRT 的欧米伽电位 (步骤 309), 在这之后产生结束测试信号。优选产生后负载测试结果的图形表示并绘制为曲线 335 (步骤 313)。

然后在每个区段中比较基本和后负载电位, 并基于在基本和后负载电位之间与附图 11 的图表一致的百分率差值产生文字结论 (步骤 317)。如下文所讨论, 优选应用基于规则的分析产生文字结论。

在区段 A (循环) 中, 文字结果优选表示从显著机能增强到正常到显著机能减退的范围的状态。

在区段 B (解毒) 中, 文字结论优选表示从正常的功能到显著的超负荷的范围的状态。

在区段 C (激素-肾上腺) 中, 文字结论优选表示从显著机能增强到正常到显著机能减退的范围的状态。

关于中央神经系统 (CNS), 优选的是, 还产生基于所测量的基本欧米伽电位 (如上文所讨论) 的文字结论。这些结论包括 CNS 的自适应反应的状态 (在自适应反应的有效性和质量方面从足够到限制的范围)、CNS 对体力和精神负担的抵抗力 (从满意到低抵抗力的范围) 和 CNS 的活动水平 (从最佳到低的范围)。

弹跳测试-神经肌

参考附图 12, 所示为根据本发明的有代表性的弹跳测试的机器可执行的步骤的流程图。

下文是有代表性的弹跳测试。应该认识到的是, 在类似或产生类似的结果时或者在与在此所教导的一种或多种其它类型的测试组合时, 与下文所教导的测试不同的测试仍然落在本发明的范围内。

弹跳测试优选包括几部分弹跳测试中的一部分或更多部分。部分弹跳测试优选包括单序列、十秒钟和六十秒钟弹跳测试。

在单序列测试中, CD50 提示 PRT 弹跳固定次数例如 5 次 (步骤 351)。在发送下一次弹跳信号之前完成弹跳。测量在空中的时间 (步骤 353) 以计算弹跳高度 (步骤 355)。优选计算平均值。这种测试测

量爆发性的努力的就绪状态并基于行为（从高就绪状态到低就绪状态）产生适当的文字结论（步骤 359）。

5 设计十秒钟的弹跳测试以监测在 alactic 状态下的速度和功率电位。CD50 产生开始信号（步骤 361），并且 PRT 在十秒钟内他或她尽可能快尽可能高和多地跳。测量弹跳的次数、在空中的时间（即高度）和在接触表面上的时间（表示静止或者再调整）（步骤 363）。这些参数基本都是指数，并且解释它们以产生下文所表述的文字结论。

六十秒钟的测试类似，但持续六十秒钟。将它设计为监测在乳汁状态 (lactic regime) 下的速度和功率电位。

10 十秒钟的测试的文字结论包括在 alactic 状态下的速度和功率电位（从高特定功率到低特定功率）和速度和功率分量的共享（从速度优势到共享的到功率优势）。

六十秒钟的测试的文字结论包括乳汁状态 (lactic regime) 的速度和功率电位（从较高特定功率到较低特定功率）和速度功率持续时间（从高至低）。

15 优选以弹跳测试数据的基于规则的分析产生文字结论。

刺激响应 (SR) 测试-中央神经系统 (CN)

参考附图 13，附图 13 所示为根据本发明的有代表性的刺激反应的机器可执行的步骤的流程图。

20 下文是有代表性的刺激反应测试。应该认识到的是，在类似或产生类似的结果时或者在与在此所教导的一种或多种其它类型的测试组合时，与下文所教导的测试不同的测试仍然落在本发明的范围内。还应该认识到的是，虽然在下文的测试中使用声音作为刺激，但是也可以使用其它的传感信号比如基于光、可视信号、机械或触觉等的传感信号。

25 SR 测试监测中央神经系统的功能状态，更具体地说监测反应能力。测试优选由 PRT 必须对其作出响应的在固定的时间周期中产生的一系列声音组成。

30 CD50 产生测试开始信号（步骤 381），然后在一分钟的周期中随机地产生 50 个声音（步骤 383）。PRT 响应每次声音而按压按钮 38（附图 1）。测量每次声音的反应延迟（步骤 385）。处理这些数据以确定反应的速度和一致性（步骤 387）。也记录错误比如按压按钮太快（抢

前声音)或者太晚(注意力不够)。

然后分析这些参数或指数(389)以产生优选与下述相关的文字结论:

1. CN 的反应能力;
- 5 2. 确定反应速率的神经学的过程的稳定性; 和
3. 反应速度。

每次这些项目优选表示从高至低的范围。优选以刺激反应数据的基于规则的分析产生文字结论。

基于规则的分析

- 10 上述的每种测试优选并入基于规则的分析以解释指数、曲线和/或其它的感测数据,然后由此产生表示 PRT 的功能状态的文字结论。基于规则的分析优选至少包括在附图 14 中示意性地示出的第一部分和第二部分。

- 15 在第一部分(步骤 401)中,检查相关的指数值、参数或者欧米伽电位差值等(取决于测试),并且在 DECG 测试中对每种所需的结论类别或类型、例如功能保留的状态、进行分类。这种分类可以基于值位于从更广泛的人群中计算的值的范围中或者相对于在测试过程中所检测的另一参数/指数(例如,副交感神经和交感神经指数,或者基本和后负载欧米伽电位,等),或基于绝对值或与某些其它的适当的标准进行比较,等。这种分类还可以根据多种指数和/或其它的信息的交互作用。

- 25 在第二部分(步骤 405)中,如果需要的话,例如,如果它落在另一分类的某一距离内或者如果存在矛盾的信息等,对初始分类进行再分析和精选。这种精选可以包括在值处于在两个不同的分类的边界附近时查找另一参数/指数或者由于另一相关的参数/指数的严重偏离的值缘故对值进行再分类或者对非正常值的补偿,等。基于精选分类的变化可能导致文字结论的改变。在本领域中各种基于规则的算法是公知的,本领域的普通专业人员可以改变这些以实施上文所列的测试的标准描述。

- 30 虽然结合具体的实施例已经描述了本发明,但是应该理解的是能够进一步修改,因此,本申请希望覆盖哪些基于本发明的一般原理并包括在本说明书中没有公开但属于本发明所属领域中的公知的或常规的

技术并且可以用于在此所阐述的基本特征的本发明的任何变化、用途或者改型，并且这些变化或者改型落在本发明的范围和附加的权利要求的限制内。

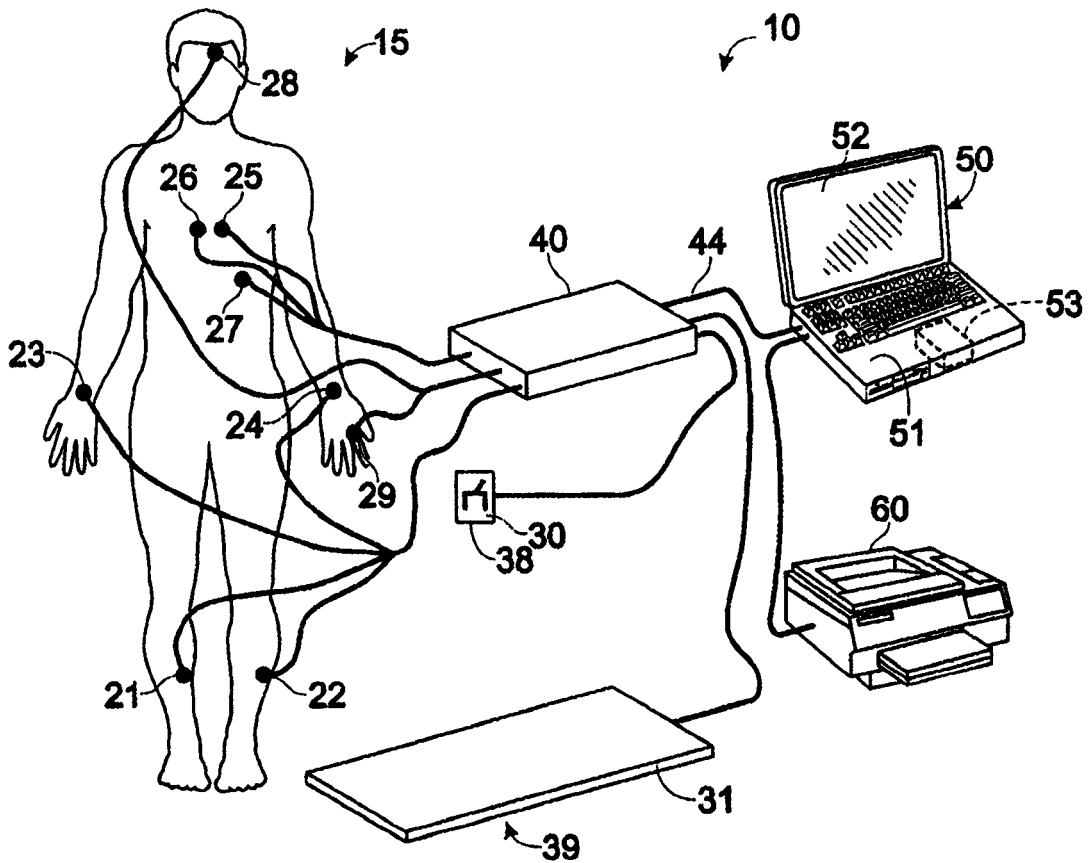


图 1

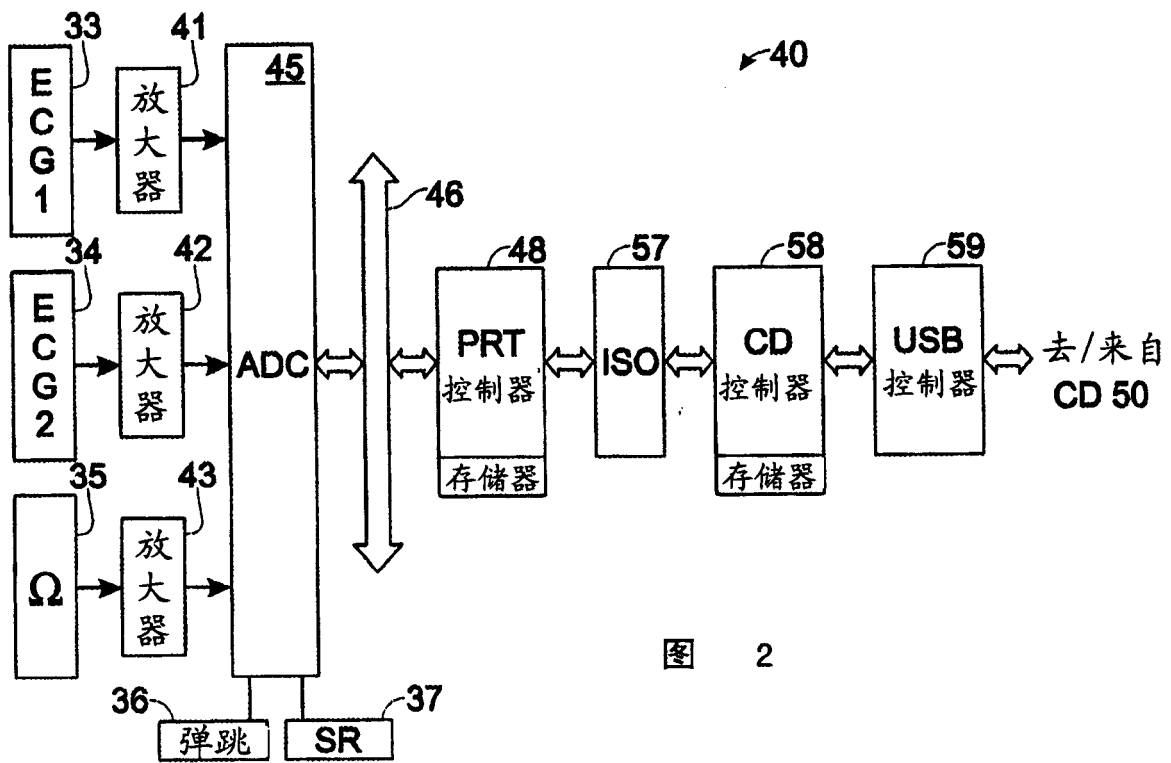


图 2

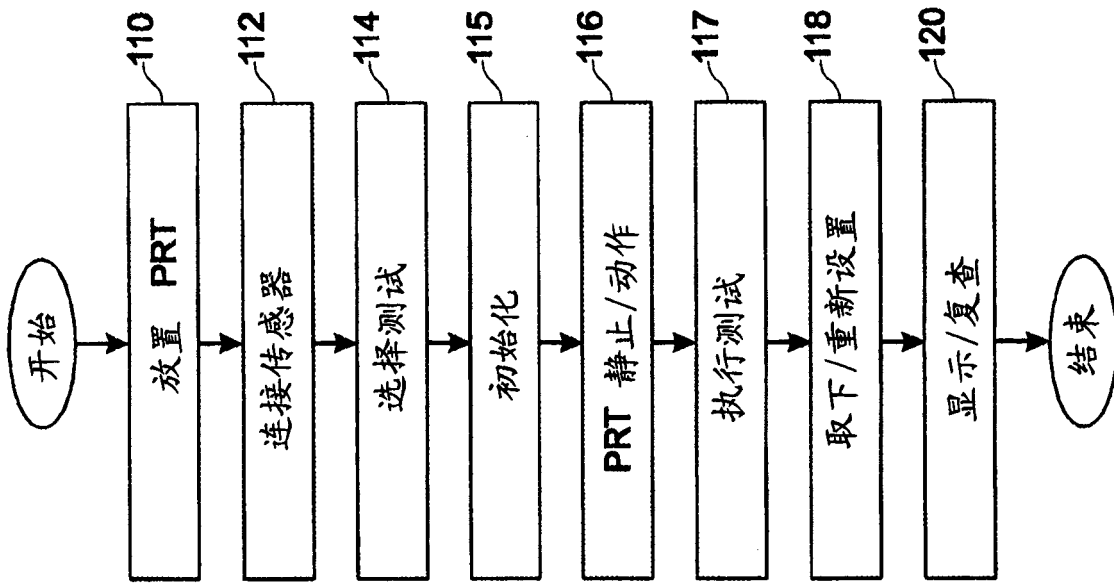


图 4

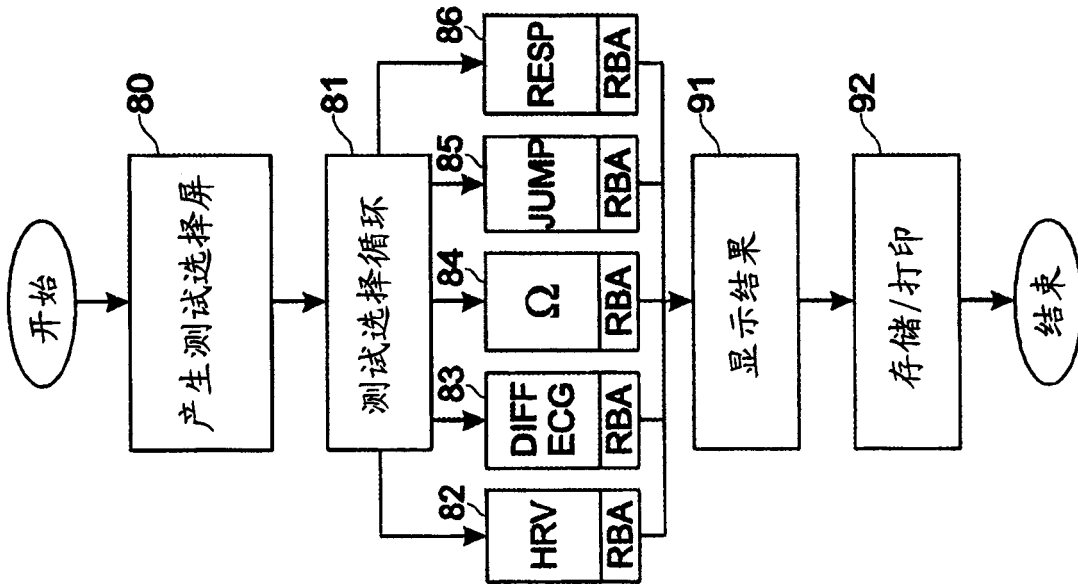


图 3

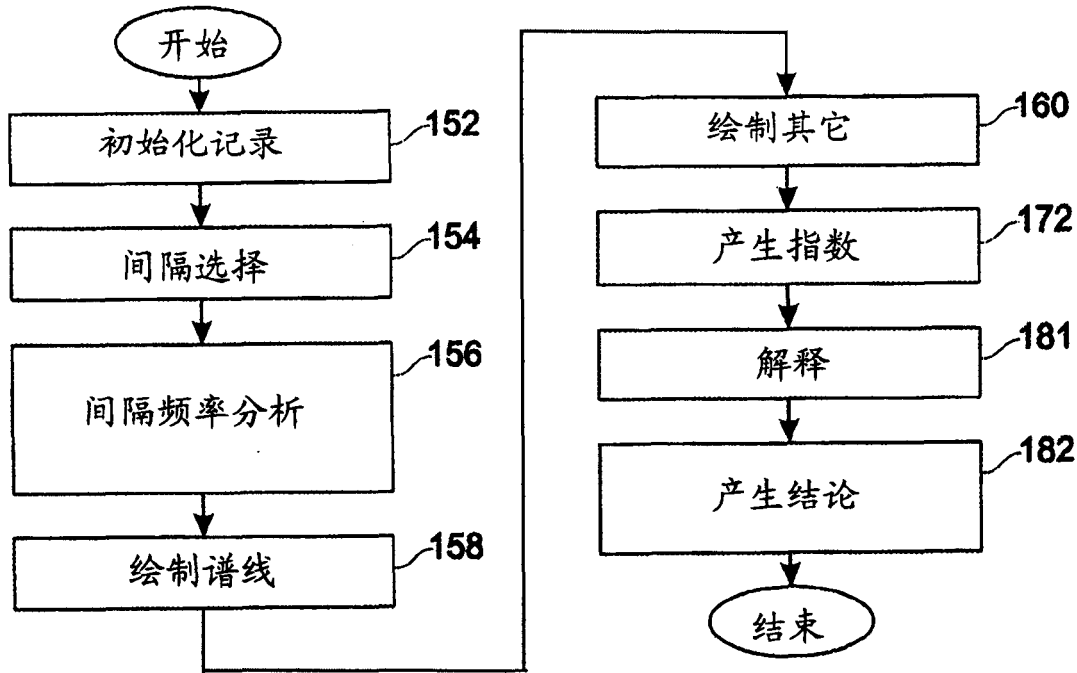


图 5

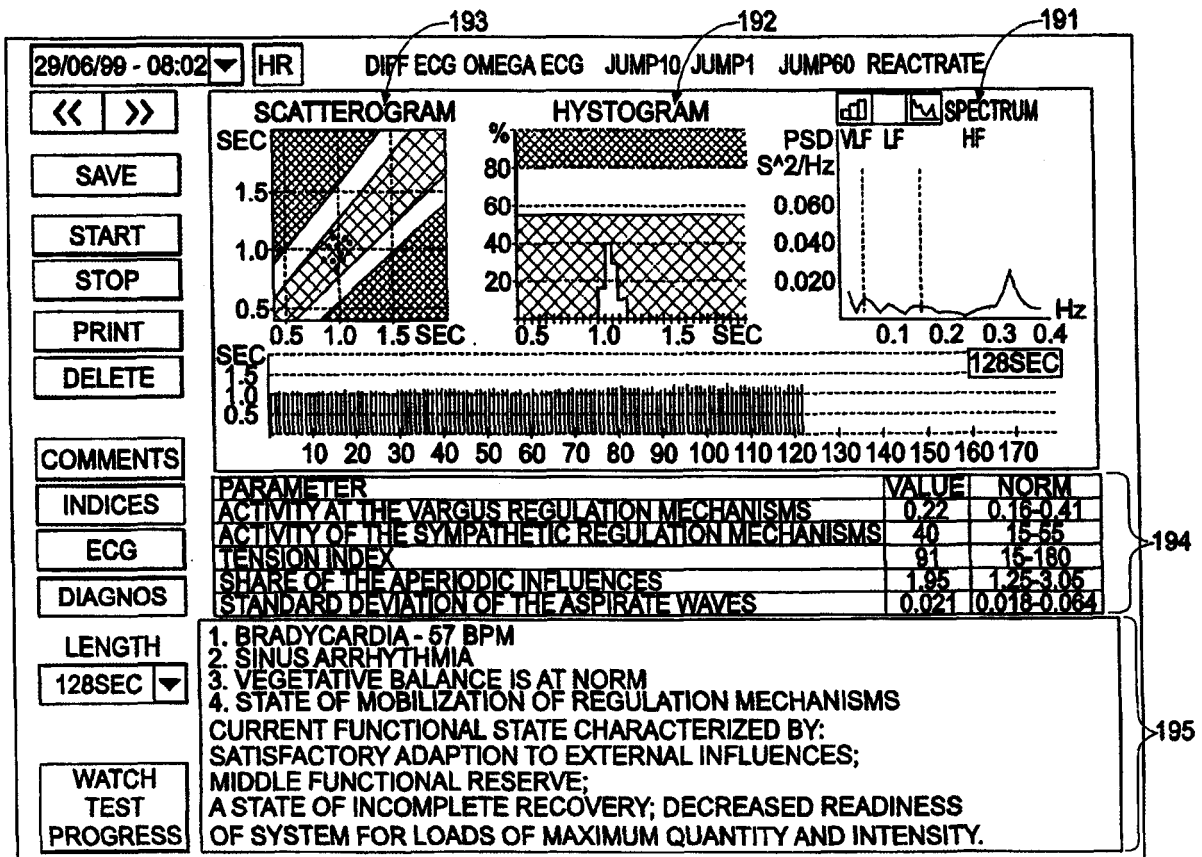


图 6

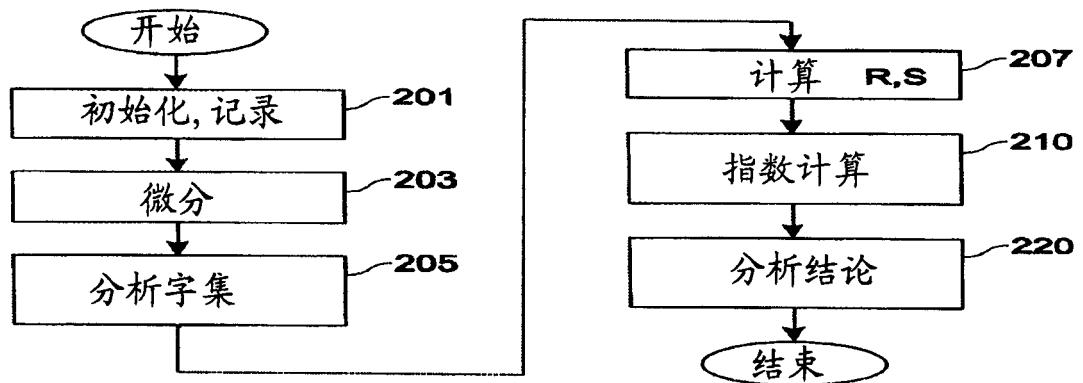


图 7

PARAMETER	VALUE	NORM	CURRENT FUNCTIONAL STATE OF ENERGY SUPPLY SYSTEM IS CHARACTERIZED BY: SATISFACTORY FUNCTIONAL RESERVE; DECREASING OF THE SPEED OF THE RECOVERY PROCESSES; MODERATE RESISTANCE TO HYPOXIA; GOOD AEROBIC RESERVES
AEROBIC POWER INDEX	67	58-95	
AEROBIC EFFICIENCY INDEX	70	60-90	
ALACTATIAL QUANTITY INDEX	15	11-25	
LACTATIAL QUANTITY INDEX	15	12-20	
ANAEROBIC POWER INDEX	103	100-300	
MAIN METHABOLIC POWER INDEX	214	210-250	
SYSTEM'S ADAPTION INDEX	134	120-148	
HR AT MAXIMUM OXYGEN CONSUMPTION	188	179-210	
HR AT ANAEROBIC LEVEL	169	150-180	

图 8

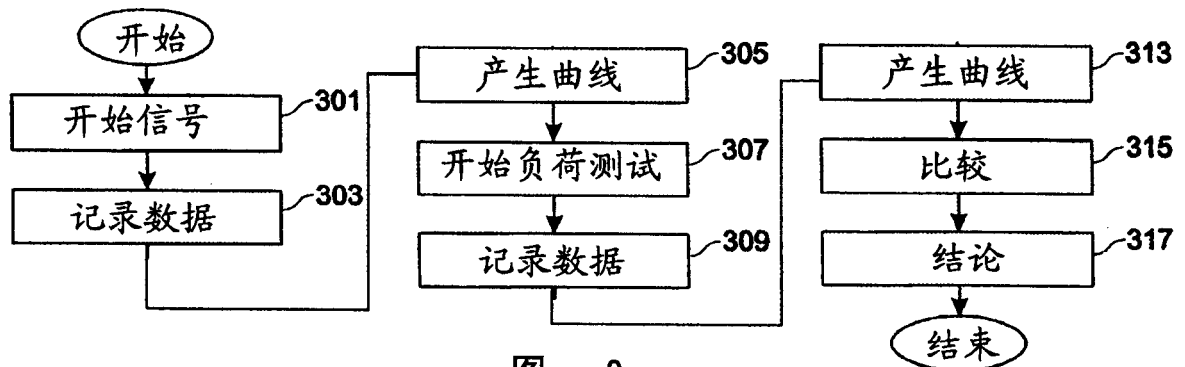


图 9

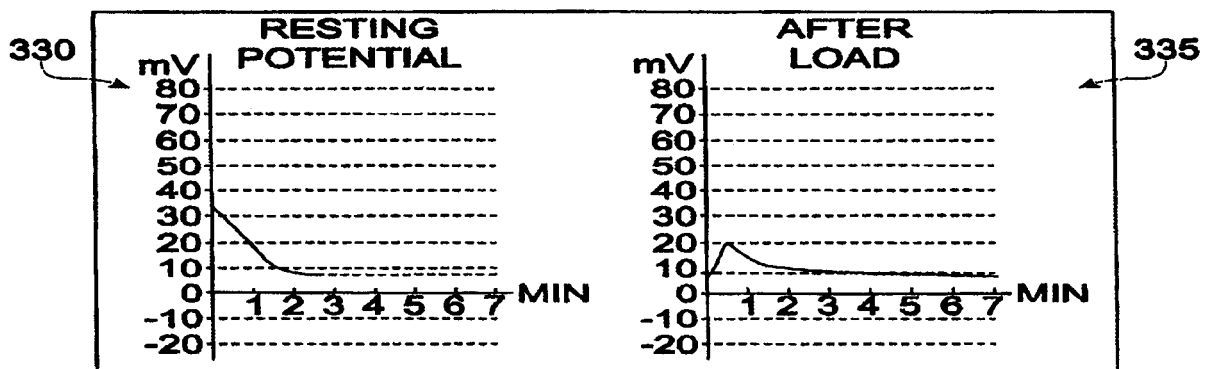


图 10

基本电位的负荷百分比之后的Ω电位的变化	系统调节的机械特征(对应于时间段)		
	A	B	C
>25	不明显的机能增强	明显的机能增强	不明显的机能增强
>50	明显的机能增强	明显的机能增强	明显的机能增强
从0到±25	正常	不明显的机能增强	正常
<25	不明显的机能增强	正常	不明显的机能增强
<50	明显的机能增强	正常	明显的机能增强

图 11

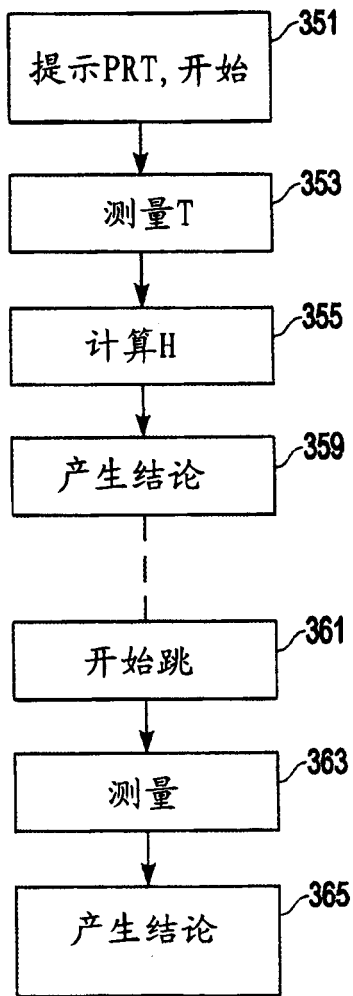


图 12

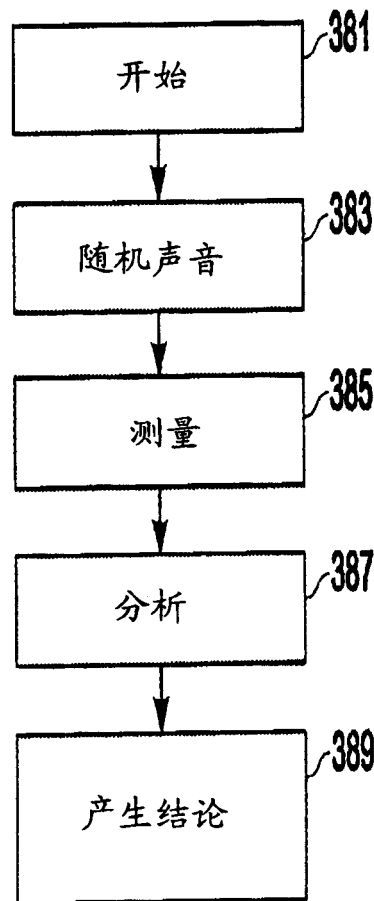


图 13

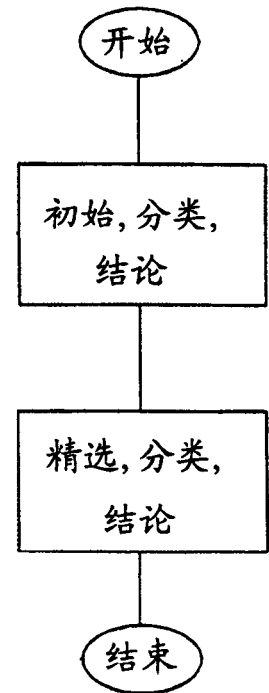


图 14

专利名称(译)	在人体中当前的功能状态和适应反应的非侵入式测量的设备和方法		
公开(公告)号	CN1441649A	公开(公告)日	2003-09-10
申请号	CN01812701.0	申请日	2001-05-13
发明人	L·V·马萨科夫 V·B·拉里奥诺夫		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0205 A61B5/0452 A61B5/048 A61B5/0484 A61B5/103 A61B5/22 G06F19/00 A61B5/00 A61B5/02 A61B5/04		
CPC分类号	A61B5/0205 G06F19/3487 A61B5/1036 G06F19/321 Y10S128/92 A61B5/4884 A61B5/048 A61B5/0484 A61B2560/045 A61B5/0402 A61B5/02405 A61B5/222 G06F19/345 G16H15/00 G16H30/20 G16H50/20		
代理人(译)	王岳		
优先权	60/204424 2000-05-13 US		
其他公开文献	CN100384369C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

非侵入式评价人体的功能状态和体内平衡状态的设备和方法。具体选择并设计的测试提供有效的且综合的和/或目标评价，这取决于所选择的测试。测试优选包括心率的变异性、差动ECG、脑电波、弹跳和刺激反应测试。非侵入式的数据记录允许经常地测试，这在评价自适应反应和其它的行为标准方面是关键的。传感器、接口/适配器和计算装置优选都是轻便的以提高便携性。

