



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102781314 A

(43) 申请公布日 2012. 11. 14

(21) 申请号 201080054967. 8

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010. 12. 06

A61B 5/053(2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 5/00(2006. 01)

61/267, 510 2009. 12. 08 US

A61B 5/1455(2006. 01)

61/267, 542 2009. 12. 08 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 06. 04

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2010/003114 2010. 12. 06

(87) PCT申请的公布数据

W02011/070422 EN 2011. 06. 16

(71) 申请人 艾伯特·马雷克

地址 美国佛罗里达州

(72) 发明人 艾伯特·马雷克

(74) 专利代理机构 北京安信方达知识产权代理有限公司 11262

代理人 苏蕾 李冬梅

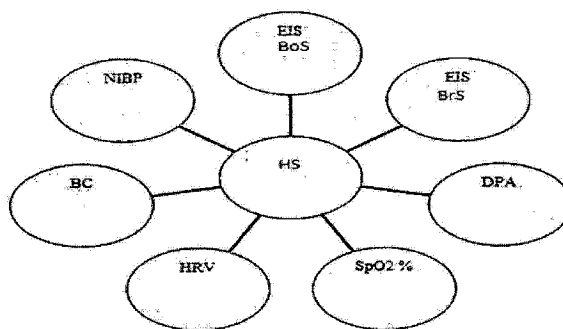
权利要求书 1 页 说明书 9 页 附图 5 页

(54) 发明名称

医疗装置系统

(57) 摘要

本发明提供了一种医疗装置系统,该系统包括至少两种技术,其中至少一种技术是基于生物阻抗测量,和/或至少一种技术是基于分光光度法测量,其中对这些结果进行软件交叉分析以评估个体的内稳态。这些技术测量了多种参数。在一个实施方案中,生物阻抗测量设备以双极模式并以四极模式进行测量,而分光光度计测量设备包括一个脉搏血氧计。该系统和内稳态得分可以用来确定和监测一位病人的治疗。



1. 一种医疗装置系统,包括至少两种技术,其中至少一种技术是基于生物阻抗测量,和/或至少一种技术是基于分光光度法测量,其中对这些结果进行软件交叉分析以评估一位个体的内稳态。
2. 如权利要求 1 所述的系统,其中,一系列的医疗装置使用不同的技术来测量多种参数,并且软件对它们的这些结果进行编译以提供一个内稳态得分。
3. 如权利要求 1 所述的系统,包括至少一个脉搏血氧计,该脉搏血氧计提供了与其他生物传感器和软件相结合的一个血管波形。
4. 如权利要求 1 所述的系统,该系统进一步包括 EKG 监测仪,血糖仪,肺活量计。
5. 如权利要求 1 所述的系统,包括至少 4 个生物传感器,其中信号处理分析是由软件管理的。
6. 如权利要求 5 所述的系统,其中,这些技术包括:a) 双极模式的生物阻抗(EIS 传感器),b) 四极模式的生物阻抗(ES-BC 传感器),c) 分光光度计(ES0 传感器),以及 d) 示波器测量(NIBP 传感器)。
7. 如以上权利要求中任何一项所述的的系统用于为病人建立一个内稳态得分的用途。
8. 一种用来评估个体的内稳态医疗装置系统,该系统包括生物阻抗测量设备以及分光光度法测量设备以及能够分析这两组结果的软件。
9. 如权利要求 9 所述的医疗装置系统,其中,该生物阻抗测量设备以双极模式并且以四极模式来测量生物阻抗。
10. 如权利要求 9 所述的医疗装置系统,其中,该分光光度计测量设备包括一个脉搏血氧计。
11. 如权利要求 8 所述的医疗装置系统,其中,该软件分析这些结果,以计算并评估一位病人,并且提供这些结果作为一个内稳态得分。
12. 一位个体的内稳态得分,包括一系列限定的测试,这些测试包括至少生物阻抗和分光光度计的监测。

医疗装置系统

[0001] 本发明涉及一种医疗装置系统,该医疗装置系统利用多种技术和软件的一种结合来建立一种评价。更具体地说,该装置包括的技术中包括分光光度法和阻抗监测,以便为从业者建立一个内稳态的度量来确定和监测治疗。

[0002] 正如利平科特(医学大百科)所说:“疾病或死亡往往是内环境和调节机制的机能障碍的后果。”理解身体的过程、反应和功能对于有智慧地行医显然是根本性的。目前,临床环境、实验室测试、功能测试(如EKG或多普勒和影像),为医生提供了数据,以便对基于统计学平均值的预测建立诊断和治疗方案。

[0003] 然而,这些平均值并没有将任意个别病人的整体状况考虑在内。一种整体性内稳态评价(它代表了一位病人对于机能障碍或疾病的潜在的适应能力)应会增强一个治疗方案。

[0004] 本发明的一个目的是提供一个或一系列包括不同技术的装置以建立一位病人的整体状态。进一步目的是给出一个得分,它被称作内稳态得分。

[0005] 这种内稳态得分提供了一位病人的内稳态过程以及对关键指标响应的一种快速概况,以了解病人对于生活方式、各种失调、疾病或当前治疗的潜在的适应能力。

[0006] 健康的受试者不能简单地因为他没有任何疾病而被确定为健康,而是因为他的内稳态得分是可接受的并且因此他的身体可以在受到激励后能够适应并保持健康。这种内稳态得分不能被用作诊断结论。

[0007] 所提议的技术及其分析是旨在提供一种低成本的后续治疗。因此,通过内稳态评价的辅助,一位医生应能够检测所计划的治疗将会如何影响一位病人并节约时间,并且随着治疗疾病的可能性的改进,重要的是为每个单独的病人选择正确的治疗。

[0008] 根据本发明,在此提供了一种装置,其中,至少一种技术是基于生物阻抗测量,并且/或至少一种技术是基于分光光度法测量,并且软件对这些结果进行交叉分析以评估一位个人的内稳态。

[0009] 医疗装置监测系统易于孤立地测量一个参数或一组参数对于病人来说这有一些弊端,这在于其他状态或累积性的问题可能会被忽视。

[0010] 本发明提供了一种医疗装置和/或一系列的医疗装置来使用不同的技术和软件测量多种参数以便提供一个内稳态得分。

[0011] 根据本发明,在此提供了一种医疗装置,它包括至少一个脉搏血氧计,该脉搏血氧计提供一个与其他生物传感器和软件相结合的一种血管波形。

[0012] 结合在一个或多个装置中而包括一个系统(用来计算内稳态得分)的这些装置可包括EKG、血糖仪、肺活量计、以及多种其他已知的新技术。

[0013] 在一个具体的优选实施方案中,该系统是具有6个特征的4种生物传感器技术和由软件管理的信号处理分析的一种组合。

[0014] 优选的技术包括:a) 双极模式的生物阻抗(EIS传感器), b) 四极模式的生物阻抗(ES-BC传感器), c) 分光光度法(ESO传感器),以及 d) 示波器测量(NIBP传感器)。

[0015] 优选的生物阻抗生物传感器特征:

[0016] 双极模式的生物阻抗传感器(如 EIS (电子间质扫描) 传感器) 特征通过至少 4 到 8 个接触电极对人体的部分和总体电导率进行评价。该测量的信号处理分析提供了与活组织相关的多个估算的参数: 与钠钾 ATP 酶泵活性(NAKA) 相关的间质液钠离子, 间质液阴离子(氯离子与碳酸氢根离子) 以及间质液空间的形态。

[0017] 四极模式的生物阻抗(ES-BC (电扫描) 传感器) 特征通过 4 个接触电极用单一频率(50 千赫兹) 来评估人体的电阻和电抗, 以便根据同行综述中常见的预测方程来估算身体成分参数(体内水总量, 脱脂质量, 脂肪重量)。(WC Chumlea, SS Guo, RJ Kuczmarski, KM Flegal, CL Johnson, SB Heymsfield, HC Lukaski, K Friedl 和 VS Hubbard Body, 从 NHANES III 生物电阻抗数据进行的成分估算。国际肥胖病杂志 (2002) 26, 1596-1609)。

[0018] 优选的分光光度法测量特征:

[0019] 脉搏血氧计(ES0 传感器) 显示 $SpO_2\%$ 、脉搏率、以及垂直条线图的脉冲幅度。

[0020] 光电体积变化描记器或数字脉冲分析(DPA) 特征是由血氧计提供的脉冲波形的信号处理分析。这种数学分析为估算动脉僵硬度提供指标, 与心率检测、心脏输出相关联, 并且与 NIBP 传感器、全身血管阻力相关联, 平均动脉压相关联。

[0021] 心率变异性特征(HRV), 在时域和频域(光谱分析) 二者之中。对每个 QRS 复合物进行检测, 并且在相邻 QRS 复合物的所谓正常到正常(N-N)或速率到速率(R-R)的区间是心窦结去极化的结果。这种测量的信号处理分析提供了多个指标来估算 ANS(自主神经系统) 的活性。

[0022] 优选的示波器测量。

[0023] 无创血压仪(NIBP 传感器) 特征是测量收缩压和舒张压。

[0024] 现在将参见所附非限定性图来说明本发明, 在附图中

[0025] 图 1 示出了 EIS 过程

[0026] 图 2 示出了对于一次单独 EIS 测量的电导率相对于时间的曲线图。

[0027] 图 3 示出了单独 EIS 测试的多个途径。

[0028] 图 4 示出了 HRV 信号以及时域和频域分析。

[0029] 图 5 示出了身体系统组织图, 其中有多个用来评估风险的加标注的区域。

[0030] 图 6 示出了脑系统组织图表, 其中有多个用来评估风险的加标注的区域。

[0031] 图 7 示出了光电体积描记法或 DPA 分级风险。

[0032] 图 8 示出了来自于 HRV 评估的分级风险。

[0033] 图 9 示出了用于计算内稳态得分的不同要素。

[0034] 双极模式的生物阻抗(EIS 传感器) 技术

[0035] 总原理

[0036] EIS 传感器是一种可编程的电子医疗系统(PEMS), 包括:

[0037] • USB 即插即用硬件设备, 它们包括接口盒、一次性电极、可重复使用的平板以及可重复使用的线缆;

[0038] • 安装在计算机上的软件。

[0039] 连续的测量典型地是以弱直流电和非常低的频率(700 赫兹)在对称地安置于受试者左和右前额、两手掌、脚底上的六个接触电极之间进行的。

[0040] 手和脚电极典型地是至少有 250 平方厘米大是金属的。

- [0041] 前额电极典型地是一次性的(单次使用)并且优选地是 AgAgCl。
- [0042] 每个电极交替地是阴极然后阳极(双极模式),这样允许在所述的具体实施方案中记录人体的 11 个区段(区段意思是间质液通道)的强度 / 电压 / 电阻及电导率(欧姆定律)。
- [0043] 在这种情况下,从阳极到阴极测量奇数编号的区段,而从阴极到阳极测量偶数编号的区段。
- [0044] 特征及期望的用途
- [0045] 根据以下特征
- [0046] 这些测量设计估算与活组织相关的参数:
- [0047] • 估算与钠钾 ATP 酶泵活性 (NAKA) 相关的间质液钠离子浓度,
- [0048] • 估算间质液阴离子(氯离子与碳酸氢根离子),
- [0049] 估算间质液空间的形态。
- [0050] 根据临床调查:
- [0051] 跟踪药品管理(甲状腺激素、 β 受体阻断剂、ACE 抑制剂、以及 SSRI 治疗),
- [0052] 辅助传统方法诊断 ADHD 儿童,
- [0053] 辅助男性的 PSA 检测以及 DRI 前列腺分析,
- [0054] 估算交感神经系统调整。
- [0055] 这种 EIS 可用于儿童(5 岁以上)及成年病人。
- [0056] 该装置并非旨在用于生命支持的情况,并且也不用于连续监测。
- [0057] 该系统应由从业者将每位单独病人的临床背景考虑在内来使用。
- [0058] 数据采集图:对于从阳极(激活电极)到阴极(被动电极)区段的说明,图 1。
- [0059] 图 1 的说明:
- [0060] 1. 硬件。
- [0061] 2. 安装在计算机中的软件。
- [0062] 3. 经由 USB 的通信协议。
- [0063] 向激活电极(AE)发送输出信号波形。该信号波形是矩形的,持续 1 或 3 秒 / 在位于两个电极之间的每个人体区段。对于每个区段 / 通路,每个电极交替地是阴极然后是阳极。
- [0064] 根据程序化的顺序该操作完成 22 次(11 条通路)。电流规格:直流电及频率 700Hz,电压 $U(\text{输出}) = \text{或} > 1.2\text{V}$ 并且 $I(\text{强度}) = \text{或} > 1.2\text{ }\mu\text{A}$ 。每个脉冲之间的时间(分辨率) $\leq 30\text{ms}$ 。
- [0065] 4. 经由小汗腺通过皮肤进入的电流。
- [0066] 5. 位于 2 个电极之间进入体内的电流的通路:间质液
- [0067] 6. 经由小汗腺通过皮肤流出的电流。
- [0068] 7. 电流向被动极(PE)传送,并且将测得的电流传输到硬件 $\Rightarrow$ ADC 芯片 $\Rightarrow$ USB 端口 $\Rightarrow$ 软件。
- [0069] 8. 该软件根据电流应用程序的时间接收 32 或 255 次测量、根据欧姆定律将强度和电压转换成电导率、并且为每个测量序列生成图表。为每个测量序列进行由软件生成的电导率图表的分析,图 2。
- [0070] 图 2 的说明:
- [0071] EPA= 对每个区段测量的电导率的首个值

- [0072] SPA= 对每个区段的电导率的最后一个值
- [0073] EPA - SPA 的增量 = 电流的分散。
- [0074] 为每个测量序列选取的电导率值是 SPA 值(在测量稳定后)
- [0075] 该这条曲线可以为正向的或反向的。这条曲线类似于计时电流测量法,该测量法是一种电化学测量法(与一种化学物质浓度相关的强度,即,低于)。
- [0076] 在本实施方案中的测量序列及在左和右前额、手、脚区段之间的通路如图 3 所示。
- [0077] 图 3 说明:
- [0078] 对于奇数编号的区段,电流从阳极向阴极发送
- [0079] 1/3/5/7/9/11/13/15/17/19/21。
- [0080] 对于偶数区段,电流从阴极向阳极发送
- [0081] 2/4/6/8/10/12/14/16/18/20/22。
- [0082] 该序列是一个编程的排序并且可以更改,并且这种更改并不影响该装置的结果。
- [0083] 信号处理分析
- [0084] 1. 域分析:对于每个区段 / 通路的结果分析
- [0085] a. 完整循环包括测量 11 个区段 / 通路,该测量以阳极 - 阴极的极性来测量并且第二次以阴极 - 阳极的极性来测量。该操作执行 4 次(m1, m2, m3 及 m4),2 次用直流电测量,2 次用一个非常低的频率 700Hz 测量。该图表是 4 次测量的平均值。
- [0086] b. SDC+= 每个奇数编号的区段 / 通路以 μS 表示的电导率,正常范围为 8 到 18 μS ,并且脑通路(区段 9/10)正常范围为 3.40 到 10.33 μS 。
- [0087] c. SDC-= 每个偶数编号的区段 / 通路以 μS 表示的电导率,正常范围为 8 到 18 μS ,并且脑通路(区段 9/10)正常范围为 3.40 到 10.33 μS 。
- [0088] d. EPA-SPA α 参数 = 每个区段 / 通路在 μS 内的电导率以 C.U 表示的分散,身体通路正常范围为 0.60 到 0.67,并且脑通路正常范围为 0.65 到 0.70,(由科尔 - 科尔方程计算)。
- [0089] 2. 频率或光谱分析:结果
- [0090] a. 完整循环包括测量 11 个区段 / 通路,该测量以阳极 - 阴极极性测量,第二次以阴极 - 阳极极性测量。该操作执行 4 次(m1, m2, m3 及 m4),2 次用直流电测量,2 次用一个非常低的频率 700Hz 测量。这个图表是 4 次测量的平均值。电导率测量结果位于横坐标并且区段位于纵坐标上。
- [0091] b. 快速傅里叶变换(FFT)对全体信号的应用
- [0092] c. FFT 的成分:EIS HF, EIS LF, EIS VLF。
- [0093] EIS HF(从 0.1875 到 0.50Hz 的高频)。正常范围从 22% 到 34%。
- [0094] EIS LF(从 0.05 到 0.1875Hz 的低频)。正常范围从 22% 到 46%。EIS VLF(从 0 到 0.05Hz 的超低频)。正常范围从 22% 到 50%。
- [0095] EIS HF/VLF 之比。正常范围从 0.44 到 1.54。
- [0096] EIS 特征
- [0097] a. EIS 电流的进口和出口为小汗腺,并且系统通过大的平面接触电极在具有较高密度汗腺的部位(手掌、脚底及左右前额)运行。
- [0098] b. 该 EIS 技术使用了接近于直流电的非常低的频率,因此,该电流围绕细胞流动

而非常接近间质液区域内的细胞膜,并且依照易变电路及与 BIA (生物阻抗分析)相关的同行综述,该技术不渗入细胞。这个事实被 EIS 测量出的非常高的电阻(膜电阻)所证实。

[0099] c. EIS 电流进入活组织间质液的更深处。

[0100] d. 该电极反应不是氧化还原反应,而是通过计时电流法(科特雷尔方程)来进行的,并且因此通过化学物质向电极表面的物理扩散。

[0101] e. EIS 提供的测量值

[0102] 在进入身体间质液后,电子盒从被动电极接收强度和电压的测量值,并且数模转换微芯片以数字形式(从 0 到 100)向软件发送信号,该软件将数据转换成电阻和以微西门子表示的电导率。

[0103] f. 计算在人体内 11 个区段中的体内间质液钠离子浓度。

[0104] 科特雷尔方程

[0105]
$$C_0 = \frac{i}{nFA\sqrt{\frac{D}{\pi t}}}$$

[0106] i = 对于每个被测基数编号区段所测得的强度

[0107] $n = \text{Na}^+$ 的原子序数 = 11

[0108] $F = 96500$

[0109] A = 电极面积 :

[0110] 前额 = 15.75cm^2

[0111] 手 = 272cm^2

[0112] 脚 = 330cm^2

[0113]

$$D = \sqrt[3]{\text{Na}^+ \text{原子量}} = \sqrt[3]{22.98977} = 2.843$$

[0114] $\pi = 3.14$

[0115] t = 通电时间 = 1 秒。

[0116] 通过同样方法,我们可以计算间质液阴离子浓度。

[0117] g. 因此,奇数编号区段的强度及电导率与间质液钠离子密度成比例,并且根据同行关于钠钾 ATP 酶泵原理的综述,电导率和细胞线粒体 ATP 的产生成比例。

[0118] h. 电流的电生物阻抗分散(一个参数)与细胞外空间的形态有关。

[0119] i. 线粒体 ATP 的生产和间质液形态的 EIS 估算将被用于缺氧 / 缺血的检测。

[0120] 用以估算身体成分的 ES-BC 传感器

[0121] ES-BC 特征

[0122] 这种技术是为人熟知的。

[0123] 在单一频率 50KHz 上以弱强度(对于激活电极)发送之后, BIA 传感器测量在 2 种其他被动接触电极(四极模式)之间的电阻及电抗。

[0124] 电阻及电抗的计算根据来自同行综述中的 BIA (身体阻抗分析)预测方程在估算的身体成分参数(TWB, 脱脂质量, 脂肪质量)是将进行转换。

[0125] ES0 传感器技术

[0126] E. S. 0 特征

[0127] E. S. 0 系统使用分光光度测定技术,该技术有 3 个特征及由软件管理的信号处理分析。

[0128] 脉搏血氧计 (SpO₂ 传感器) 显示 SpO₂%、脉搏率、以及垂直条线图脉冲幅度。

[0129] 光电体积变化描记法或 DPA (数字脉冲分析) 特征是由血氧计提供的脉冲波形的信号处理分析。

[0130] 这些数学分析提供了用于估算血液动力学参数的指标。

[0131] 心律检测特征

[0132] 心率变异性的信号处理分析:在时域和频域(光谱分析)二者中进行分析。对每个 QRS 复合物进行检测,并且在相邻 QRS 复合物之间所谓正常到正常(N-N)或速率到速率(R-R)的区间是心窦结去极化的结果。

[0133] 该测量的信号处理分析提供了多个指标用于估算 ANS (自主神经系统)的活性。

[0134] SpO₂% 测量

[0135] 脉搏血氧计

[0136] 这种技术是为人熟知的。

[0137] 1) S. J. 弗恩利医生“脉搏血氧计。”《实用方法》5 (1995)期,第 2 条:第一页。可见于:www.nda.ox.ac.uk/wfsa/html/u05/u05003.htm 2) 《脉搏血氧计简介》。www.monroecc.edu/depto/pstc/paraspel.htm

[0138] 光电体积变化描记法或 DPA

[0139] 此技术为人熟知的。然而,本发明提供一种在心脏输出测量及血液动力学指标的计算中的新应用。

[0140] 估算的心脏输出(Q)或(CO)图 4

[0141] 心脏输出根据以下公式计算的:

$$[0142] \quad \frac{\left(\frac{\sum_{n=2}^N FFT^2(f_n)}{N} \right)}{\left(\frac{S_2}{S_1} \right)}$$

[0143] 估算的 SV= 每搏出量

[0144] $SV=Q/HR$

[0145] 其中, Q= 心脏输出, 并且 HR= 心率。

[0146] 估算的 BV= 血量

[0147] 计算

[0148] 根据纳德勒公式的正常范围:

[0149] 对于男性 $=0.3669 * Ht (M^3) + 0.03219 * Wt (kg) + 0.6041$

[0150] 对于女性 $=0.3561 * Ht (M^3) + 0.03308 * Wt (kg) + 0.1833$

[0151] 注:

[0152] *Ht (M) = 高度(米),然后求立方。

[0153] *Wt (kg) = 体重(千克)。

- [0154] 并且用 E. S 身体成分装置估算的 ECW (细胞外水) 进行的调整。
- [0155] CI= 心脏指数
- [0156] 心脏指数 (CI) = Q / 身体表面积 (BSA)
- [0157] $BSA (m^2) = \{ [\text{高度 (厘米)} \times \text{体重 (千克)}] / 3600 \}^{1/2}$
- [0158] 从血量 (BV) 估算的 EDV
- [0159] 估算的 EF= 射血分数
- [0160] EF 与 PTG 的二阶导数的射血时间成比例, 如下:
- | | ET | ET | EF |
|----------------------------------|-----|-----|----|
| [0161] | | | |
| [0162] EF (射血分数) % | 400 | 500 | 35 |
| [0163] 从射血时间 (ET) 开始的 SDPTG (ms) | 350 | 400 | 40 |
| [0164] | 320 | 350 | 42 |
| [0165] | 310 | 320 | 45 |
| [0166] | 305 | 310 | 52 |
| [0167] | 290 | 305 | 55 |
| [0168] - | 280 | 290 | 58 |
| [0169] - | 260 | 280 | 60 |
| [0170] - | 250 | 260 | 65 |
| [0171] - | 240 | 250 | 68 |
| [0172] - | 200 | 240 | 70 |
| [0173] - | 190 | 200 | 72 |
| [0174] - | 180 | 190 | 75 |
| [0175] - | 100 | 180 | 80 |
- [0176] MAP= 来自无创血压仪的平均动脉压
- [0177] $MAP = \text{舒张压} - ((\text{收缩压} - \text{舒张压}) / 3)$
- [0178] 估算的 SVR : 全身血管阻力
- [0179] $SVR = (MAP / CO) \times 80$
- [0180] 心率变异性 (HRV) 分析
- [0181] 这种技术是为人熟知的, 并且提供了自主神经系统活性水平的指标。
- [0182] 参考文件:
- [0183] 欧洲欧心脏病学协会特别工作组与北美心率变异性测量标准, 生理解释, 以及临床应用, 欧洲心脏期刊 (1996) 17, 354-381。
- [0184] (NIBP 传感器) 示波器测量值。
- [0185] 这种装置是常规的, 并且不需要额外的临床数据及验证。
- [0186] 内稳态得分
- [0187] 利用生物阻抗、分光光度法、及示波法等技术的内稳态得分 : ES Teck 复合物。
- [0188] 1. 生物阻抗直流电和低频分数计算
- [0189] 较高风险的是风险 1。
- [0190] 生物阻抗结果和分级风险的图表。
- [0191] 对于身体而言, 横坐标 = α 参数, 纵坐标 = SDC, 比例为 0-100, 对应于同这些身体区

段相关的传导率值。

[0192] 身体危险 :根据图 5 的分区号。

[0193] 对于脑部而言,横坐标 = α 参数,纵坐标 =SDC,比例为 0-100,对应于同这些脑区段相关的传导率值。

[0194] 脑部危险 :根据图 6 的分区号。

[0195] EIS 分级风险的计算 =0.75 身体风险 +0.25 脑风险,

[0196] 如果 EIS HF>N=> 得分 -1。

[0197] 2. 光电体积变化描记法或 DPA 分级风险,图 7

[0198] 如果 SI>N 或 EF<N=> 得分 -1。

[0199] 3. HRV 分级风险。图 8

[0200] 根据分区号。

[0201] 4. SpO2% 分级风险

[0202] • SpO2>=95 第 5 级

[0203] • SpO2>=99% 第 4 级

[0204] • SpO2<95 并 >=91: 第 3 级

[0205] • SpO2<91 并 >80=> 第 2 级

[0206] • SpO2<80=> 第 1 级

[0207] 5 身体组成分级风险

[0208] • 正常范围,第 5 级

[0209] • FM>N+BMI<=29: 第 4 级

[0210] • FM<N=> 第 3 级

[0211] • FM>N+BMI>29and<=35: 第 2 级

[0212] • FM>N+BMI>35: 第 1 级 _{<0>}

[0213] 6. 血压分级风险

[0214] 收缩压 <=120 舒张压 <=80=> 第 4 级

[0215] 收缩压 <=121-139 舒张压 <=81-89=> 第 3 级,高血压前期

[0216] 收缩压 <=140-159 舒张压 <=90-99=> 第 2 级,高血压 1 期

[0217] 收缩压 <=>160 舒张压 >100=> 第 1 级,高血压 2 期

[0218] 内稳态得分计算,ES Teck 复合物

[0219] 最高得分 =30,图 9

[0220] 很好 =27-30

[0221] 良好 =24-27

[0222] 正常 =20-24

[0223] 警告 =17-20

[0224] 低 =10-17

[0225] 不良 <10

[0226] 内稳态得分计算,分光光度法 /ES-BC 和示波技术 :ES0

[0227] 对于 DPA, BC, HRV 和 NIBP 的计算相同。

[0228] 最高得分 =24

[0229] 很好 =21-24

[0230] 良好 =18-21

[0231] 正常 =15-18

[0232] 警告 =12-15

[0233] 低 =10-12

[0234] 不良 <10

[0235] 本发明可以进一步包括额外的或替代的监测装置,以便提供如在此说明的一种医疗装置系统。

[0236] 应当认识到所说明的这些具体披露内容以及所指定的随意性得分是解说性的以提供一个工作实例,并且它们可以被显著地改变而不脱离所要求的本发明的精髓。

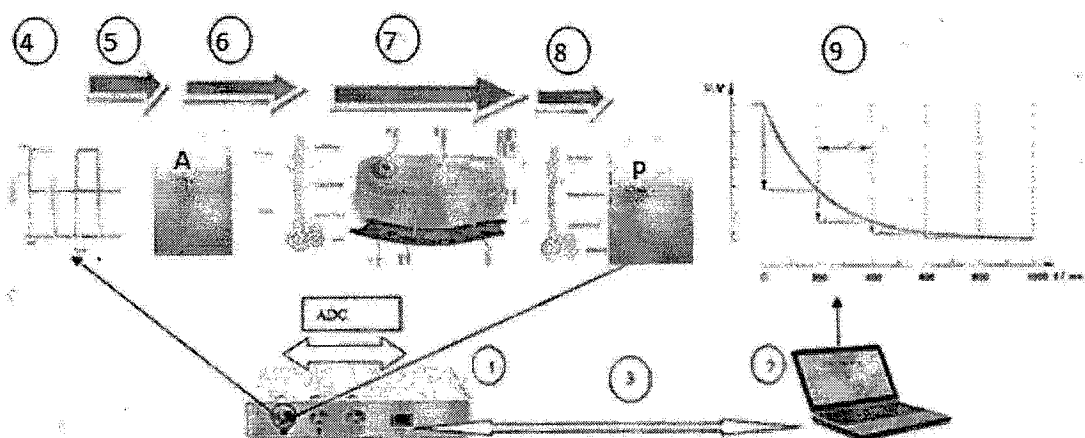


图 1

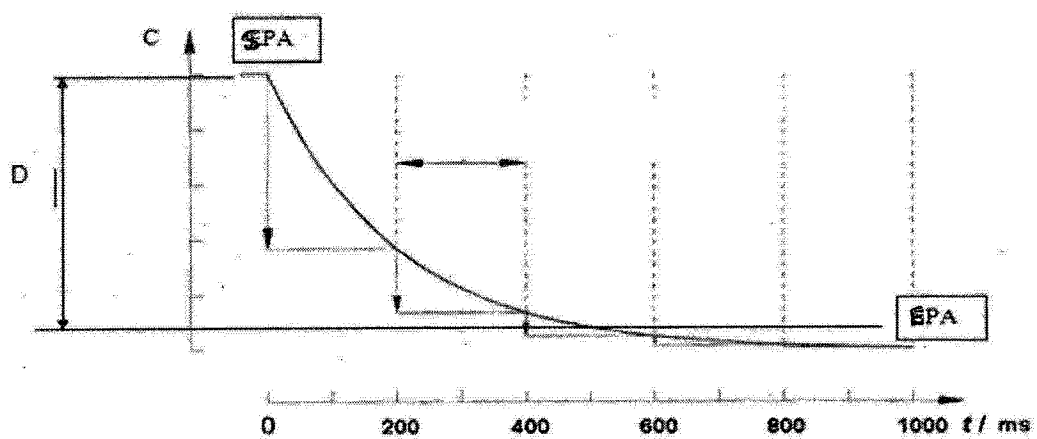


图 2

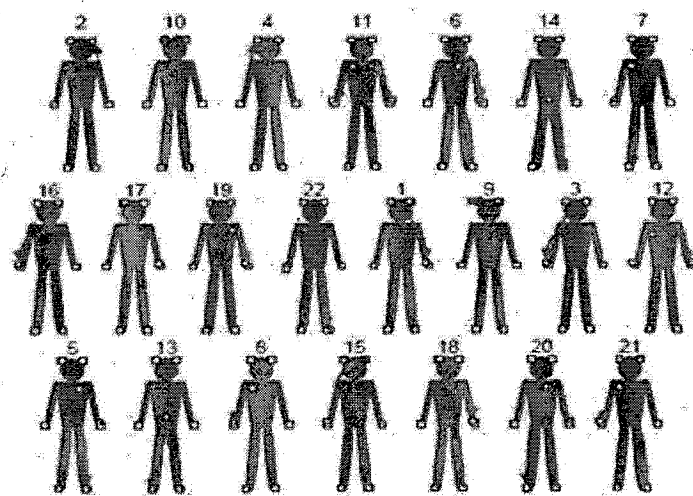


图 3

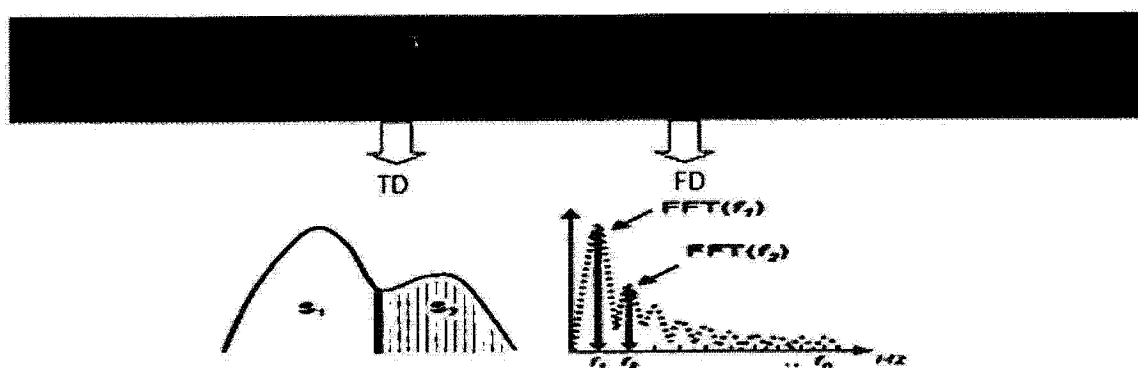


图 4

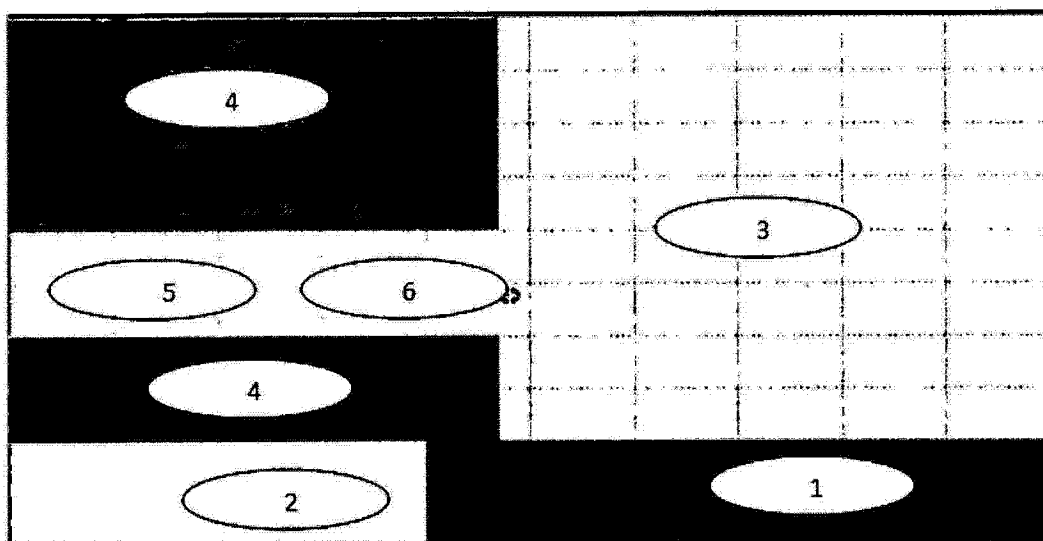


图 5

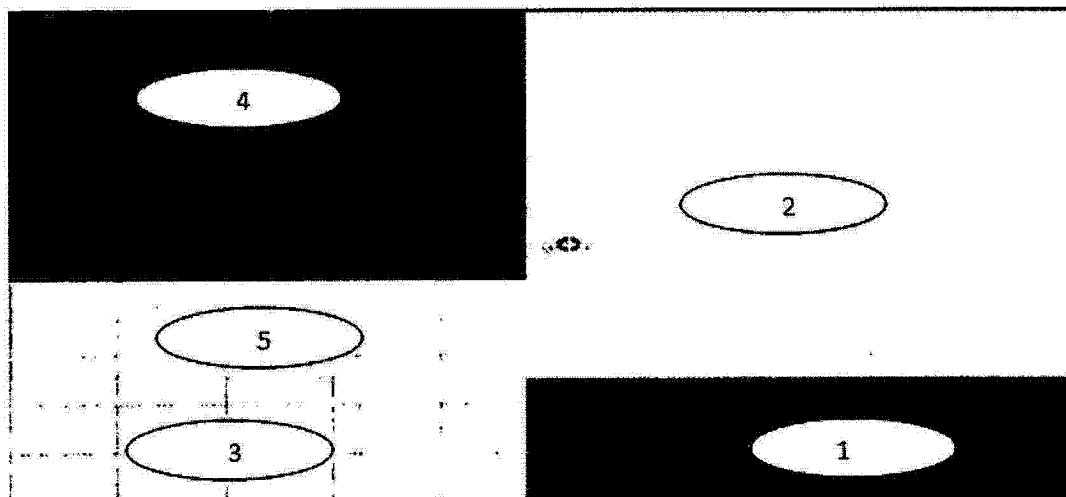


图 6

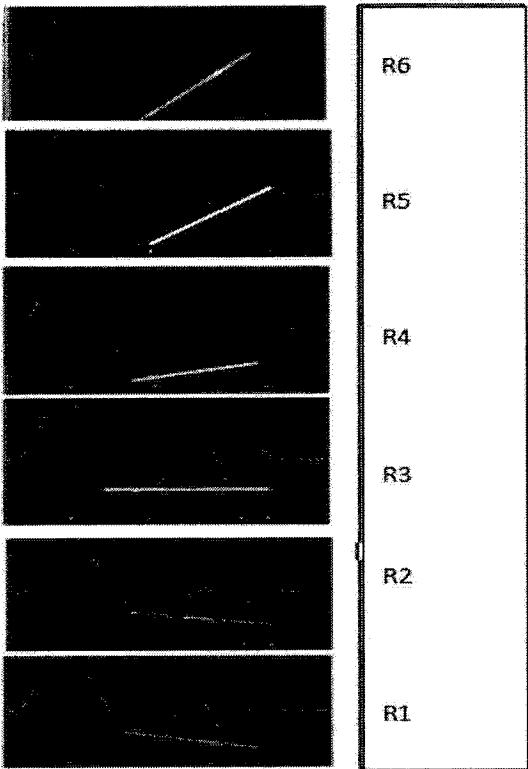


图 7

p	2	3	DPA e/a=N /> N 2 DPA e/a< N 1
	2	4	DPA e/a=N /> N 2 DPA e/a< N 1
	1	2	DPA e/a= N /> N 2 DPA e/a< N 1

s

图 8

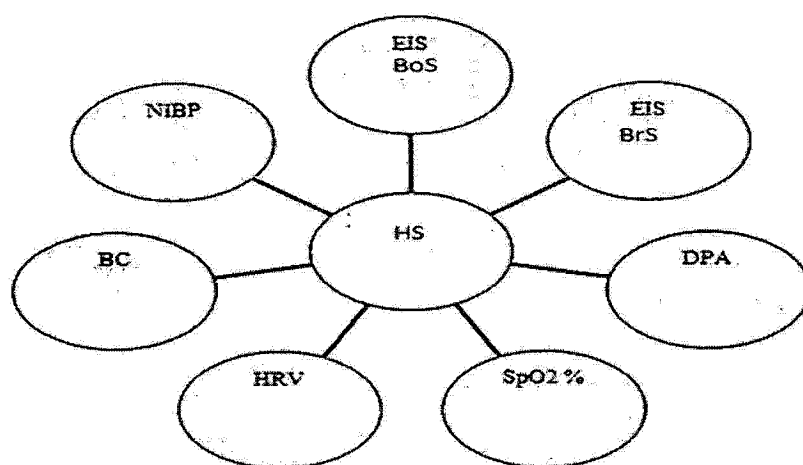


图 9

专利名称(译)	医疗装置系统		
公开(公告)号	CN102781314A	公开(公告)日	2012-11-14
申请号	CN201080054967.8	申请日	2010-12-06
[标]申请(专利权)人(译)	艾伯特·马雷克		
申请(专利权)人(译)	艾伯特·马雷克		
当前申请(专利权)人(译)	艾伯特·马雷克		
[标]发明人	艾伯特·马雷克		
发明人	艾伯特·马雷克		
IPC分类号	A61B5/053 A61B5/00 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/02405 A61B5/0245 A61B5/091 A61B5/0402 A61B5/14551 A61B5/02416 A61B5/02225 A61B5/14532 A61B5/0531 A61B5/4872 A61B5/053		
代理人(译)	苏蕾 李冬梅		
优先权	61/267510 2009-12-08 US 61/267542 2009-12-08 US		
其他公开文献	CN102781314B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种医疗装置系统，该系统包括至少两种技术，其中至少一种技术是基于生物阻抗测量，和/或至少一种技术是基于分光光度法测量，其中对这些结果进行软件交叉分析以评估个体的内稳态。这些技术测量了多种参数。在一个实施方案中，生物阻抗测量设备以双极模式并以四极模式进行测量，而分光光度计测量设备包括一个脉搏血氧计。该系统和内稳态得分可以用来确定和监测一位病人的治疗。

