

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 5/053

A61B 5/00



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 01101253.6

[45] 授权公告日 2005 年 8 月 17 日

[11] 授权公告号 CN 1214762C

[22] 申请日 2001.1.5 [21] 申请号 01101253.6

[30] 优先权

[32] 2000.1.5 [33] JP [31] 000383/2000

[71] 专利权人 株式会社百利达

地址 日本东京都

[72] 发明人 福田好典

审查员 张金芝

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利
商标事务所

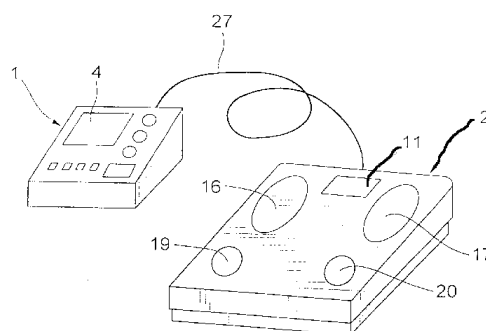
代理人 马 浩

权利要求书 4 页 说明书 20 页 附图 12 页

[54] 发明名称 确定人体疲劳程度的仪器

[57] 摘要

一种确定人体疲劳程度的仪器，包括：两对电极；电流源；电压测量单元；运算单元；存储单元；显示单元。两对电极配置成与测试下的人体相接触。电流源通过一对电极来提供测量电流。电压测量单元测量另一对电极之间的电压。存储单元存储运算单元计算的生物电阻抗和参考值。运算单元根据来自电压测量单元的测量值计算生物电阻抗，并通过将其当前测量值与存储在存储单元中的生物电阻抗的参考值相比较来计算接受测试的人体疲劳程度。显示单元指示接受测试的人的疲劳程度。



ISSN 1008-4274

1. 一种确定人体疲劳程度的仪器，包括：

两对电极；

电流源；

电压测量单元；

运算单元；

存储单元；

显示单元，

所述两对电极配置成与测试下的人体相接触；

所述电流源通过所选的其中一对所述电极来提供测量电流；

所述电压测量单元测量另一对所选的所述电极之间的电压；

所述存储单元存储所述运算单元计算的生物电阻抗或从该生物电阻抗导出的一个参数，以及该生物电阻抗或从该生物电阻抗导出的参数的一个参考值；

所述运算单元根据来自所述电压测量单元的测量值计算生物电阻抗或从该生物电阻抗导出的一个参数，并通过将生物电阻抗或从该生物电阻抗导出的参数的当前测量值与存储在存储单元中的生物电阻抗或从该生物电阻抗导出的参数的参考值相比较来计算接受测试的人体疲劳程度；及

所述显示单元指示接受测试的人的疲劳程度。

2. 根据权利要求1所述的确定人体疲劳程度的仪器，其中所述显示单元用图表指示出疲劳程度变化的经过。

3. 根据权利要求2所述的确定人体疲劳程度的仪器，其中显示在所述显示单元上的图形以早晨测量的生物电阻抗为基础来表示疲劳程度变化的经过。

4. 根据权利要求2所述的确定人体疲劳程度的仪器，其中显示在所述显示单元上的图形以傍晚或夜里所测量的生物电阻抗为基础来表示疲劳程度变化的经过。

5. 根据权利要求1所述的确定人体疲劳程度的仪器，其中在测试下人执行某种动作前设定所述生物电阻抗的参考值，所述显示单元通过将生物电阻抗的当前测量值与存储在存储单元中的生物电阻抗的参考值相比较来表示这种动作前后的疲劳程度。

6. 根据权利要求1所述的确定疲劳程度的仪器，其中生物电阻抗的所述参考值表示组织液量上的平均变化，这些变化是在每天早晨和傍晚进行多次测量的平均值之差。

7. 根据权利要求6所述的确定疲劳程度的仪器，所述组织液量上的平均变化在每次测量生物电阻抗时进行更新。

8. 根据权利要求1所述的确定疲劳程度的仪器，其中所述电流源选择性地提供具有多个频率的测量电流。

9. 根据权利要求1所述的确定疲劳程度的仪器，其中所述电流源提供具有单一频率的测量电流。

10. 根据权利要求1所述的确定疲劳程度的仪器，其中所述两对电极配置成与测试下的人体的两个脚掌相接触。

11. 根据权利要求1所述的确定疲劳程度的仪器，其中所述两对电极配置成与测试下的人体的小腿相接触。

12. 一种根据人体肿胀确定疲劳程度的仪器，包括：

两对电极；

电流源；

电压测量单元；

运算单元；

存储单元；

显示单元，

所述两对电极配置成与测试下的人体相接触；

所述电流源通过所选的其中一对所述电极来提供测量电流；

所述电压测量单元测量另一对所选的所述电极之间的电压；

所述存储单元存储所述运算单元计算的生物电阻抗或从该生物电阻抗导出的一个参数，以及该生物电阻抗或从该生物电阻抗导出的参

数的一个参考值;

所述运算单元根据来自所述电压测量单元的测量值计算生物电阻抗或从该生物电阻抗导出的一个参数, 并通过将生物电阻抗或从该生物电阻抗导出的参数的当前测量值与存储在存储单元中的生物电阻抗或从该生物电阻抗导出的参数的参考值相比较来计算接受测试的人体肿胀程度; 及

所述显示单元指示接受测试的人的肿胀程度。

13. 根据权利要求 12 所述的确定疲劳程度的仪器, 其中所述显示单元用图表指示出肿胀程度变化的经过。

14. 根据权利要求 13 所述的确定疲劳程度的仪器, 其中显示在所述显示单元上的图形以早晨测量的生物电阻抗为基础来表示疲劳程度变化的经过。

15. 根据权利要求 13 所述的确定疲劳程度的仪器, 其中显示在所述显示单元上的图形以傍晚或夜里所测量的生物电阻抗为基础来表示肿胀程度变化的经过。

16. 根据权利要求 12 所述的确定疲劳程度的仪器, 其中在测试下人执行某种动作前设定所述生物电阻抗的参考值, 所述显示单元通过将生物电阻抗的当前测量值与存储在存储单元中的生物电阻抗的参考值相比较来表示这种动作前后的肿胀程度。

17. 根据权利要求 12 所述的确定疲劳程度的仪器, 其中生物电阻抗的所述参考值表示组织液量上的平均变化, 这些变化是在每天早晨和傍晚进行多次测量的平均值之差。

18. 根据权利要求 17 所述的确定疲劳程度的仪器, 所述组织液量上的平均变化在每次测量生物电阻抗时进行更新。

19. 根据权利要求 12 所述的确定疲劳程度的仪器, 其中所述电流源选择性地提供具有多个频率的测量电流。

20. 根据权利要求 12 所述的确定疲劳程度的仪器, 其中所述电流源提供具有单一频率的测量电流。

21. 根据权利要求 12 所述的确定疲劳程度的仪器, 其中所述两对

电极配置成与测试下的人体的两个脚掌相接触。

22. 根据权利要求 12 所述的确定疲劳程度的仪器，其中所述两对电极配置成与测试下的人体的小腿相接触。

确定人体疲劳程度的仪器

本发明涉及一种确定人体疲劳程度的仪器。

通常在腿部经常出现肿胀，特别是在当人工作时由于长时间站立的情况下，人的小腿部会变得疲劳，从而在小腿部出现肿胀。这种肿胀是由于体内水份或淋巴液拥塞，在重力影响下不能正常流回到人的躯干部分造成的。当人长时间坐着工作或人长时间腿部交叉坐着时，也会出现同样的肿胀。在后面一种情况下，由于人长时间弯曲腿部从而减少了身体关节上的血液和淋巴液的流动，然后，体内水份或淋巴液无法正常流回到躯干部分。在这种情况下当人长时间保持一种姿势工作时会出现伴有疲劳的肿胀。总之，重力是使体内水份拥塞的基本原因。因此，我们通常说每个人起床后的一天当中会或多或少地出现肿胀，而且肿胀会逐渐积累。

尽管每个人都会出现肿胀，但通常第二天就会恢复。这是由于当人睡觉或躺在床上时体内水份会流遍人的全身。

这种肿胀在人早晨起床后就开始出现，逐渐积累直至在某时达到最严重的程度。然而，这种肿胀在人上床休息后开始恢复，并完全恢复到与前一天起床时基本相同的程度。肿胀的程度随人在白天的活动而不断变化，并不是始终如一的，而且每个人也是有差异的。另外，对肿胀的敏感度也是因人而异的。

因此，会出现尽管肿胀未恢复且疲劳累积到下一天，但人并没有感到这种肿胀而继续努力工作，结果健康受到损害。或者，存在这样的情况：人感到腿部肿胀，但他们乐观地认为肿胀会在第二天恢复，结果忽略了严重疾病的症状。

为避免这种可能性，最好有一种仪器客观地确定人的疲劳程度。遗憾的是现有技术中还没有这种仪器。

综上，本发明的一个目的是提供一种简单确定人的疲劳程度的仪器。

为达到这个目的，本发明提供一种确定人体疲劳程度的仪器，包括：两对电极；电流源；电压测量单元；运算单元；存储单元；显示单元，

所述两对电极配置成与测试下的人体相接触；

所述电流源通过所选的其中一对所述电极来提供测量电流；

所述电压测量单元测量另一对所选的所述电极之间的电压；

所述存储单元存储所述运算单元计算的生物电阻抗或从该生物电阻抗导出的一个参数，以及该生物电阻抗或从该生物电阻抗导出的参数的一个参考值；

所述运算单元根据来自所述电压测量单元的测量值计算生物电阻抗或从该生物电阻抗导出的一个参数，并通过将生物电阻抗或从该生物电阻抗导出的参数的当前测量值与存储在存储单元中的生物电阻抗或从该生物电阻抗导出的参数的参考值相比较来计算接受测试的人体疲劳程度；及

所述显示单元指示接受测试的人的疲劳程度。

根据本发明的一个实施例，所述显示单元用图表指示出疲劳程度变化的经过。

根据本发明的另一个实施例，显示在所述显示单元上的图形以早晨测量的生物电阻抗为基础来表示疲劳程度变化的经过。

根据本发明的另一个实施例，显示在所述显示单元上的图形以傍晚或夜里所测量的生物电阻抗为基础来表示疲劳程度变化的经过。

根据本发明的另一个实施例，在测试下人执行某种动作前设定所述生物电阻抗的参考值，所述显示单元通过将生物电阻抗的当前测量值与存储在存储单元中的生物电阻抗的参考值相比较来表示这种动作前后的疲劳程度。

根据本发明的另一个方面，提供一种根据人体肿胀确定疲劳程度的仪器，包括：两对电极；电流源；电压测量单元；运算单元；存储单元；显示单元，

所述两对电极配置成与测试下的人体相接触；

所述电流源通过所选的其中一对所述电极来提供测量电流；

所述电压测量单元测量另一对所选的所述电极之间的电压；

所述存储单元存储所述运算单元计算的生物电阻抗或从该生物电阻抗导出的一个参数，以及该生物电阻抗或从该生物电阻抗导出的参数的一个参考值；

所述运算单元根据来自所述电压测量单元的测量值计算生物电阻抗或从该生物电阻抗导出的一个参数，并通过将生物电阻抗或从该生物电阻抗导出的参数的当前测量值与存储在存储单元中的生物电阻抗或从该生物电阻抗导出的参数的参考值相比较来计算接受测试的人体肿胀程度；及

所述显示单元指示接受测试的人的肿胀程度。

根据本发明的一个实施例，所述显示单元用图表指示出肿胀程度变化的经过。

根据本发明的另一个实施例，显示在所述显示单元上的图形以早晨测量的生物电阻抗为基础来表示疲劳程度变化的经过。

根据本发明的另一个实施例，显示在所述显示单元上的图形以傍晚或夜里所测量的生物电阻抗为基础来表示肿胀程度变化的经过。

根据本发明的另一个实施例，在测试下人执行某种动作前设定所述生物电阻抗的参考值，所述显示单元通过将生物电阻抗的当前测量值与存储在存储单元中的生物电阻抗的参考值相比较来表示这种动作前后的肿胀程度。

根据本发明的另一个实施例，生物电阻抗的所述参考值表示组织液量上的平均变化，这些变化是在每天早晨和傍晚进行多次测量的平均值之差。

根据本发明的另一个实施例，所述组织液量上的平均变化在每次测量生物电阻抗时进行更新。

根据本发明的另一个实施例，所述电流源选择性地提供具有多个频率的测量电流。

根据本发明的另一个实施例，所述电流源提供具有单一频率的测量电流。

根据本发明的另一个实施例，所述两对电极配置成与测试下的人体的脚掌相连。

根据本发明的另一个实施例，所述两对电极配置成与测试下的人体的小腿相连。

现在参考附图对本发明进行更详细的描述，其中：

图1是表示在人体组织中细胞的电子等效电路的图形；

图2是表示人体的生物电向量阻抗轨迹的图形，用于说明本发明

中使用的生物电阻抗测量;

图 3 是表示特征频率点和零点以及无穷频率点之间关系的图形;

图 4(a)和 4(b)表示人体中肿胀变化的模型;

图 5 是根据本发明的一个实施例确定人体疲劳程度的仪器的外观;

图 6 所示为用于确定图 5 中疲劳程度的仪器的主要部件的框图;

图 7 所示为用于确定图 5 中疲劳程度的仪器的测量设备显示单元的放大视图;

图 8 所示为用于确定图 5 中疲劳程度的仪器的控制盒的正视图;

图 9 所示为用于确定图 5 中疲劳程度的仪器的 LCD 显示单元的主要部件的放大视图;

图 10 所示为用于确定图 5 中疲劳程度的仪器中的测量步骤的流程图;

图 11(a),11(b)和 11(c)所示为通过示例在其上显示不同类型数据的 LCD 显示单元;

图 12 所示为本发明的另一个实施例的概观; 及

图 13 所示为根据本发明的另一个实施例的测量步骤的流程图。

首先描述本发明的原理。根据本发明, 测量生物电阻抗来检测肿胀程度, 肿胀程度是由在每天内响应活动所引起的人体中体内水份分布的变化所产生的。然后再检查当时的肿胀程度和长时间的肿胀趋势, 以便据此确定身体的疲劳程度。如前所述, 因为每个人所固有的肿胀上的差异, 所以不可能通过简单地与固定参考值相比较来确定肿胀程度。因此最好事先测量并存储人的肿胀的标准水平。然后, 以该标准水平为基础, 再确定当时的肿胀程度和长时间的肿胀趋势。

由于人起床后作为动态活动的锻炼和工作是肿胀的原因之一, 由动态活动产生的疲劳与肿胀程度相关。因此以前所派生的肿胀程度可用于确定疲劳程度, 疲劳程度随后显示出来。

根据本发明, 检测在日常生活中周期性地出现在人身上的肿胀程度, 并将其与人的参考值相比较。由于人目前所固有的肿胀程度的波

动，因此参考值来自于某一时间间隔上的测量数据。然后再客观地确定人的肿胀程度。

另外，以某一时间间隔上的测量为基础，在一定程度上能客观地估计特定时间间隔内身体状况和疲劳的积累。现在，考虑一例情况：在人早晨起床时和在上床时或在某时间间隔内的傍晚的某时进行肿胀测量。其后，检查肿胀程度的变化。如前所述，肿胀通常在人第二天早晨起床时就恢复了。然而，也会发生肿胀没有完全恢复的情况，而是每次在人起床、上床休息或在夜里的某一时候进行测量时，其中的肿胀程度都逐渐积累。在这种情况下，可以认为肿胀在白天的活动周期内没有恢复，而是逐渐积累。换言之，在白天的活动周期内没有恢复的疲劳正在积累。

接着描述本发明中使用的生物电阻抗测量方法。首先，提及的是使用多个频率的多个频率生物电阻抗测量方法。根据这种测量方法，不仅是生物电阻抗，而且体内水份量、全身中的细胞内和细胞外水份量以及在所测量的身体一部分的水份量、细胞内和细胞外水份量一样，都能在不同的活体参数、细胞内和细胞外水电阻以及细胞膜电容的基础上导出。

如图 1 所示，通常用集总常数等效电路表示活体的电阻抗，集总常数等效电路包括细胞外水份电阻 R_e ，细胞内水份电阻 R_i 以及细胞膜电容 C_m 。事实上，由于形状和特性不同，构成活体的多细胞分别用具有不同常数的独立电路表示。因此，在作为这种细胞集合物的活体中，其向量阻抗轨迹不会显示与测量集总常数等效电路的情况不同的半圆形，而会显示以 Cole-Cole 模型给出的圆弧。

因此，通常用图 2 所示的圆弧形轨迹表示活体的电阻抗。在图 2 中，x-轴表示阻抗的电阻分量，y-轴表示阻抗的电抗分量。由于生物电阻抗的电抗分量因其电容特性显示为负值，因此生物电阻抗的向量轨迹绘制在图 2 中实轴的下侧。

参考图 3， R_o , R_{inf} 和 Z_c 分别表示 0 频率时的电阻，无穷频率时的电阻和频率 F_c 上的生物电阻抗值。至于 R_o 和 R_{inf} ，由于它们的电

抗值为 0, 因此其仅有电阻分量。在频率 F_c 上, 电抗分量的绝对值达到最大, Z_c 为该频率上的生物电阻抗值。如本文所使用的, 在电抗分量的绝对值达到最大时的频率称为特性频率。每个身体组成部分, 例如体内水份、细胞内水份、细胞外水份、脱脂胞块以及细胞内和细胞外水份的比, 都可以从上述值或近似值得到。

肿胀被认为是过多的组织液(或血管外的细胞状结构中的体内水份)聚集在在特定区域。或者鉴于组织液也是细胞外水份的一种成份这个事实, 也可以说聚集了过多的细胞外水份。同时, 鉴于细胞外水份是体内水份的一种成份这个事实, 也可以说体内水份在增加。然而, 如前所述, 在日常生活中周期性出现的肿胀主要是受重力影响产生的, 因此, 肿胀主要出现在与远离心脏的四肢端部相邻的部位。因此, 仅在肿胀出现的身体部位上才会产生组织液或细胞外水份或体内水份量的增加。

然后再参考使用具有单一频率的 AC 测量电流的单一频率生物电阻抗测量方法。根据这种单一频率生物电阻抗测量方法, 可以用上述相同的方法使用生物电阻抗的测量值来估计被测量的身体部位之间的体内水份量。体内水份量的变化主要取决于细胞外水份量的变化。因此捕捉体内水份量的变化等效于捕捉细胞外水份量的变化。如上所述, 组织液量的变化表现为细胞外水份量的变化。那么即使使用单一频率生物电阻抗测量方法, 也能够跟踪肿胀程度的变化。使用单一频率的 AC 电流来估计体内水份量的方法在现有技术中是已知的, 因此, 本文对这种方法不再赘述。

现在, 为便于说明, 用“W1”表示肿胀出现前活体某个部位上组织液的量。如图 4(a)所示, 用具有长度为“L”、横截面为“S1”的圆柱来表示肿胀出现前组织液的量。而且组织液的电阻率用“ ρ ”表示。组织液两端之间的电阻 R_1 用下列公式表示:

$$R_1 = \rho \cdot L/S_1$$

假设由于出现肿胀组织液的量变为“W2”。这时, 组织液的圆柱外形变化, 横截面从“S1”变为“S2”, 但长度“L”保持不变, 如图

4(b)所示。组织液两端之间的电阻 R_2 用下列公式表示：

$$R_2 = \rho \cdot L/S_2$$

因为组织液量的圆柱的恒定长度“ L ”与圆柱的横截面成正比关系。因此在下列公式用“ R_1 ”和“ R_2 ”来表示“ W_1 ”和“ W_2 ”：

$$W_1 = k/R_1 \quad (1)$$

$$W_2 = k/R_2 \quad (2)$$

其中“ k ”为恒量。组织液量的变化 ΔW 用下列公式表示：

$$\Delta W = W_2 - W_1$$

将公式(1)和(2)代入得到下列公式：

$$\Delta W = k/R_2 - k/R_1 = k \cdot (R_1 - R_2)/(R_2 \cdot R_1)$$

结果是组织液量的变化可通过测量组织液的电阻来得到。而且，因为组织液量的变化与所测量的身体部位的细胞外水份和身体水份的量的变化有关联，因此，如上所述，组织液量的变化可通过测量组织液的电阻和生物电阻抗来得到。

用这种方法可得到组织液量的变化。然而，这仅仅表示组织液数据量上的变化，不能表示由此产生的肿胀程度的变化。组织液量和肿胀程度之间的关系因人而异，而且由于物理特性不同、体格不同、日常生活中的活动不同以及类似的原因，使得无法统一地确定这种关系。

因此，根据本发明，可以通过事先对每个人在正常生活环境中某一时间间隔内进行测量来得到每个人的个人数据，根据个人数据，再得到每个人的参考值。所测量的组织液量上的变化或据此得到的结果数据与每个人的参考值进行比较，来确定肿胀程度。在这种方法中，把每个人的平均数据作为参考值，来准确地确定每个人的肿胀程度、疲劳程度以及身体状况。

图 5 所示为根据本发明实施例用于确定人体疲劳程度的仪器的概观。图 6 是图 5 中仪器内的主要部件的框图。根据本实施例用于确定人体疲劳程度的仪器包括两个主要部件：控制箱 1 和测量仪器 2，如图 5 所示。下面参考图 6 的框图描述控制箱 1 和测量仪器 2 的基本功能。

控制箱 1 包括微控制器 3, 微控制器 3 包括 CPU、ROM、RAM、计时器、I/O 端口以及其它功能。控制箱 1 还包括用于显示在测试中由人设定的个人参数、测量的结果数据和测量步骤进程的 LCD 显示单元 4, 以及存储测量控制参数和个人参数的非易失性存储器 5。控制箱 1 还包括用于输入个人参数及选择存储在非易失性存储器 5 中的个人参数的按键开关 6, 以及与外面部件相连的外部输入/输出接口 7。而且微控制器 3 控制的蜂鸣电路 8 包括在控制箱 1 内。

测量仪器 2 包括微控制器 10, 微控制器 10 包括 CPU、ROM、RAM、计时器、I/O 端口和其它功能, 以及用于指示测量步骤进程或与之类似的指示器装置 11。测量仪器 2 还包括在其中存储测量仪器在测量中所使用的参数的非易失性存储器 12, 以及将微控制器 10 中的输出信号形成活体适用的信号的滤波电路 13。测量仪器 2 也包括将滤波电路 13 的输出信号提供给测试中人的 AC 电流输出电路 14。参考电阻器 15 与 AC 电流输出电路 14 的一个输出端相连, 用于检测进入测试中人体的电流。一个测量电流供给电极 16 通过参考电阻器 15 相连, 另一个测量电流供给电极 17 与 AC 电流输出电路 14 的另一个输出端相连。还包括用于检测参考电阻器 15 两端的电压差的差动放大器 18。设有电压测量电极 19 和 20, 用于检测测试中人体上两点之间的电势。差动放大器 21 与电压测量电极 19 和 20 相连, 用于检测其间的电势。设有重量传感器 22 用于检测测试中人体的体重, 重量传感器 22 与放大器 23 相连用于放大其中的信号。切换装置 24 在微控制器 10 的控制下操作, 用于分别与差动放大器 18, 21 和放大器 23 的一个输出端相连。切换装置 24 的输出与 A/D 转换器 25 相连, 用于将切换装置 24 的模拟信号转换成数字信号并提供给微控制器 10。在测量装置 2 中还包括电池 26, 并与电源电路 27 相连。电源电路 27 在控制箱 1 的微控制器 3 和测量装置 2 的微控制 10 的控制下操作, 用于为上述控制箱 1 和测量装置 2 中的部件供电。

控制箱 1 和测量装置 2 通过接线电缆 28 彼此相连。接线电缆 28 包括用于通信的多个信号线 29 和用于在控制箱 1 和测量装置 2 间提供

电力的多个电力线 30。

信号线 29 用于将信号从微控制器 3 供给微控制 10 及电源电路 27，以控制测量装置 2 的操作和电力供应。另外，信号线 29 将测量装置 2 中产生的测量结果传送到微控制器 3 中。

现在详细描述测量装置 2。图 7 所示为图 5 中测量装置 2 的显示单元的详细视图。如图 7 所示，测量装置 2 的显示单元包括分别打开以指示测量过程进程的第一 LED31，第二 LED32 和第三 LED33。

第一 LED31 在完成测量装置 2 的初始设定后被打开，以指示可以进行测量。开始测量后第一 LED31 关闭。测量一开始第二 LED32 就打开，并在测量结束以及进行测量结果的算术运算期间保持打开状态。第二 LED32 在运算结果显示在控制箱 1 前即被关闭。第二 LED32 被关闭后，第三 LED33 被打开，指示测量及算术运算完成。在固定时间段后第三 LED33 被打开。

下面详细描述控制箱 1。图 8 和 9 所示为控制箱 1 的操作和显示部分。如图 8 所示，控制箱 1 包括用于显示测量结果和以前测量数据的 LCD 显示单元 4，以及用于设定个人数据及恢复和更正数据的存储键 41，42，43 和 44。控制箱 1 还包括用于进行重量测量而不是肿胀程度测量的重量测量键 45，及用于打开和关闭以前个人数据显示的图形显示键 46。而且控制箱 1 设有图形选择键 47 和数据选择键 48，图形选择键 47 用于在本仪器中产生的三种图形之间进行切换，数据选择键 48 用于在显示说明的图形中选择数字数据。

现在，下文描述测量操作的过程、图形功能的恢复、作为参考的个人数据的设定以及肿胀程度的计算。首先，参考图 10 的流程图描述正常测量过程中的测量操作过程。在这里假定表示算术运算所需的个人参考的所有个人数据均已设定。尽管在后面才进行详细描述，但在这里我们完全可以说，个人数据被设定为在每天早晨某一时间间隔内所测量的生物电阻抗的平均值“ Z_{am} ”，以及进行测量的测量时刻的平均时间“ T_{am} ”，在每天傍晚或夜里相同间隔上所测量的生物电阻抗的平均值“ Z_{pm} ”，进行测量的测量时刻的平均时间“ T_{pm} ”。

最初一旦按下存储键 41, 42, 43 和 44 中的任一个和重量测量键 45, 则程序就从等待模式进入工作模式。首先检查按下的键是否是重量测量键 45(步骤 S1)。如果是重量测量键 45, 则仪器作为体重计操作, 完成内部最初设定后, 测量装置上的显示单元 11 的第一 LED31 被打开, 指示可以开始进行测量(步骤 S2)。当测试中的人登上测量装置 2 时, 第一 LED31 被关闭, 但是第二 LED32 被打开以指示正在执行测量。当重量传感器 22 检测体重时, 信号送入放大器 23 并被放大, 然后放大器的输出信号提供给切换装置 24。然后信号被提供给 A/D 转换器 25, 将其转换成数字信号, 该数字信号提供给微控制器 10。接着微控制器 10 执行算术运行产生重量值(步骤 S3)。完成测量后, 第二 LED32 被关闭, 但第三 LED33 被打开以指示测量已完成。同时测量结果显示在 LCD 显示单元 4 上(步骤 S4), 等待固定时间周期后(步骤 S5), 第三 LED33 被关闭。接着 LCD 显示单元 4 上的测量数据被擦掉且过程进入等待模式(步骤 S6)。

如果步骤 S1 上按下的键不是重量测量键 45, 则检查按下的键是否是存储键 41, 42, 43 和 44 中的任一个(步骤 S7)。如果没有存储键被按下, 则过程不进入工作模式, 而是进入等待模式(步骤 S8)。

如果存储键 41, 42, 43 和 44 中的任一个被按下, 则仪器随后的操作取决于其被按下时的时刻。下文描述仪器的操作的两种情况: 一种情况是键在早晨被按下, 另一种情况是键在傍晚被按下。

1、 在早晨的测量操作:

如果存储键 41, 42, 43 和 44 中的任一个在步骤 S7 中被按下, 则从非易失性存储器 5 中读取与所按下的存储键的键号相对应的数据(步骤 S9)。而且在键被按下时从微控制器 3 中的计时器中读取时间数据(步骤 S10)。将来自计时器的时间数据与测量时间参考相比较, 用来确定测量是在早晨、傍晚还是夜里进行。在步骤 S11 上, 检查测量是否在早晨进行。接着显示上次早晨测量的重量值和存储器键号, 并图形显示存储在非易失性存储器 5 中的从以前的早晨数据中计算出的以前早晨肿胀程度的数据(步骤 S12)。此后, 初始化测量仪器(步骤 S13)。完

成初始化且测量操作准备好之后, 打开第一 LED31, 指示可以开始测量。当测试下的人置于测量装置 2 上时, 第一 LED31 关闭, 但打开第二 LED32, 指示正在进行测量。当重量传感器 22 检测人的体重时, 信号送入放大器 23 并被放大, 然后放大器的输出信号提供给切换装置 24。然后将信号提供给 A/D 转换器 25, 将其转换成数字信号, 该数字信号提供给微控制器 10。接着微控制器 10 执行算术运算产生重量值(步骤 S14)。然后该重量显示在 LCD 显示单元 4(步骤 S15)。接着执行生物电阻抗测量(步骤 S16)。通过参考个人数据来完成算术运算。在后面描述生物电阻抗测量。一系列的测量步骤完成后, 第二 LED32 关闭, 但打开第三 LED33, 指示测量完成。在这里再次检查测量是否是在早晨(步骤 S17)。如果是, 则完成算术运算来计算早晨的肿胀程度(步骤 S18)。因此所计算的早晨的肿胀程度同上次得到的早晨的肿胀程度一起显示在 LCD 显示单元 4 上的数字显示区, 并存储在非易失性存储器 5 中(步骤 S19)。接着, 使用那时数据更新的图形显示在 LCD 显示单元 4 的图形区域内(步骤 S20), 那时的测量结果和相应的测量时间存储在非易失性存储器 5 中(步骤 S21)。如果将需要的测量结果经外部输入/输出接口 7 输出(步骤 S22), 在等待固定时间段之后, 第三 LED33 关闭, 擦除 LCD 显示单元 4 上的数据(步骤 S23)。然后, 程序进入等待模式(步骤 S24)。

2. 傍晚或夜里的测量操作

如果存储键 41, 42, 43 和 44 中的任一个在步骤 S7 中被按下, 则从非易失性存储器 5 中读取与所按下的存储键的键号相对应的数据(步骤 S9)。而且在键被按下时从微控制器 3 中的计时器中读取时间数据(步骤 S10)。将来自计时器的时间数据与测量-时间-参考相比较, 用来确定是否测量将在早晨、傍晚或是夜里进行。在步骤 S11 中, 进行检查, 确定测量将在傍晚或夜里进行。接着显示上次在傍晚或夜里测量的重量值和相应的存储器键号。此外, 图形显示存储在非易失性存储器 5 中的从以前早晨、傍晚或夜里数据中计算出的全天肿胀程度(步骤 S25)。此后, 初始化测量仪器(步骤 S13)。完成初始化且测量操作准备

好之后，打开第一 LED31，指示可以开始测量。当测试下的人置于测量装置 2 上时，第一 LED31 关闭，但打开第二 LED32，指示正在进行测量。当重量传感器 22 检测人的体重时，信号送入放大器 23 并被放大，然后放大器的输出信号提供给切换装置 24。然后将信号提供给 A/D 转换器 25，将其转换成数字信号，该数字信号提供给微控制器 10。接着微控制器 10 执行算术运算产生重量值(步骤 S14)。然后该重量值显示在 LCD 显示单元 4 上(步骤 S15)。接着执行生物电阻抗测量(步骤 S16)。通过参考个人数据来完成算术运算。一系列的测量步骤完成后，第二 LED32 关闭，但打开第三 LED33，指示测量完成。在这里再次检查测量是否是在早晨(步骤 S17)。因为此时是在傍晚或因为测量，所以，执行算术运算来计算一天的肿胀程度(步骤 S26)。由此计算出的一天肿胀程度和先前测量的早晨肿胀程度作为测量结果显示在 LCD 显示单元 4 的数字区域内(步骤 S27)。此外，用当前数据更新的图形显示在 LCD 显示单元 4 的图形区域内(步骤 S28)，当时获得的测量结果和相应的测量时间存储在非易失性存储器 5 中(步骤 S21)。如果将需要的测量结果经外部输入/输出接口 7 输出(步骤 S22)，在等待固定时间段之后，第三 LED33 关闭，擦除 LCD 显示单元 4 上的数据(步骤 S23)。然后，程序进入等待模式(步骤 S24)。

现在，描述利用具有多个频率的 AC 电流的多个频率生物电阻抗测量方法。

多个频率生物电阻抗测量的执行方式是这样的：以频率 F_i 重复测量“n”次，其中“n”能任意设定，频率 F_i 从“i”=1 开始。对以第一频率对测量进行初始设置时，将“i”的值设为 1(步骤 S31)。根据“i”的值，设置频率 F_i (步骤 S32)。在初步存储在微控制器 3 的 ROM 中的测量控制参数或那些经外部输入/输出接口 7 存储在 RAM 中的参数的基础上，微控制器 10 设置然后将送入电流输出电路 14 中的输出信号频率。电流输出电路 14 包括能设置电流值的恒流输出电路。所以，根据测量控制参数设置输出电流，然后将输出电流经测量电流供给电极 16 和 17 加给测试下的人。

然后，通过参考电阻器 15 检测加给人的电流，以模拟形式将检测信号送入 A/D 转换器 25，A/D 转换器 25 将其转换为数字信号然后存储在微控制器 10 的 RAM 中。同时，检测缚在人身上的电势测量电极 19 和 20 之间的电势并将其送入差动放大器电路 21。差动放大器电路 21 输出电势差信号，该电势差信号是送入 A/D 转换器 25 的电势信号之间的差。A/D 转换器 25 将这种模拟形式的输入信号转换成数字形式的信号，这意味着已经测量了生物电阻抗（步骤 S33）。然后，将测量结果存储在 RAM 中（步骤 S34）。

在以第一频率完成阻抗测量之后，“i”的值设为“i+1”（步骤 S35），并检查是否达到预定的测量次数（步骤 S36）。如果“i”的值超过预定次数“n”，则阻抗测量结束，但如果没有超过，则程序返回步骤 S32，以便以下一频率重复进行阻抗测量。

此后，根据测量的生物电阻抗值计算阻抗轨迹和相应的参数。从上述原因来看，活体的电阻抗是使其向量阻抗轨迹不显示半个圆，而是显示以 Cole-Cole 模型给出的圆弧。因此，活体的电阻抗通常由图 2 所示的圆弧形轨迹表示。根据导出的向量阻抗轨迹是圆弧形的假设，分别以频率“Fi”（i=1 至 n）测量的生物电阻抗值 Z1、Z2.....Zn 是在图 3 显示的某个圆的圆弧上。这里，向量阻抗平面的实轴（横坐标轴）和虚轴（纵坐标轴）分别称为 X-轴和 Y-轴。所以，从坐标上的点“Zi”（i=1 至 n），导出以下的相关函数：

$$(X-a)^2 + (Y-b)^2 = r^2$$

其中“a”是圆心的 X 坐标，“b”是圆心的 Y 坐标，“r”是圆的半径。换言之，该函数是“n”个点之间近似的相关函数。由此导出以下公式：

$$X = a \pm \sqrt{r^2 - b^2}$$

其中，由于 $R_o > R_{inf}$,

$$R_o = a + \sqrt{r^2 - b^2}$$

$$R_{inf} = a - \sqrt{r^2 - b^2}$$

因此，图 1 中的等效电路的 Re 和 Ri 表达如下：

$$R_e = R_o$$

$$R_i = R_o \cdot R_{inf} / (R_o - R_{inf})$$

将特征频率 F_c 处的阻抗向量 Z_c 确定为一个点，在该点，虚轴分量即 Y-轴分量的绝对值达到最大值。所以，作为阻抗向量 Z_c 实轴分量的 X 坐标和作为虚轴分量的 Y 坐标确定为：

$$X = a, Y = b - r$$

由此，阻抗向量 Z_c 表示为：

$$Z_c = a + j(b - r)$$

根据上述 Cole-Cole 模型，将频率为 ω 的阻抗向量表示为：

$$Z(\omega) = R_{inf} + (R_o - R_{inf}) / (1 + (j\omega\tau)^\beta)$$

其中 $Z(\omega)$ 是 ω 处的阻抗向量， τ 和 β 是常数。

当 $\tau = 1/\omega_c$ 时，

$$Z(\omega) = R_{inf} + (R_o - R_{inf}) / (1 + (j\omega/\omega_c)^\beta)$$

其中 $\omega_c = 2\pi F_c$ 。

F_c 和 β 也可以根据这些关系和圆上的数据计算出来（步骤 S37）。

接着，根据由此计算出的向量阻抗轨迹和相关的参数，例如 R_o 、 R_{inf} 、 R_e 、 R_i 、 Z_c 和 F_c ，计算细胞外水（ECW）量、细胞内水（ICW）量、细胞内细胞外水量的比以及总的体内水量（TBW）（步骤 S38）。

现在参考图 8、11(a)、11(b) 和 11(c) 描述图形显示功能。图 11(a)、11(b) 和 11(c) 通过举例显示了在 LCD 显示单元 4 上显示什么。通过按下图形显示键 46 开始图形显示功能。甚至在仪器处于等待模式时，按下图形显示键 46 使仪器进入工作模式，开始图形显示功能。但是，在仪器处于测量过程期间，不能起动图形显示功能。在图形显示功能起动后仪器的操作在下文中称为操作的“图形模式”。

在图形模式下，当按下存储器号码键 41，42，43 和 44 中的任一个时，从非易失性存储器 5 中读取与按下的存储器号码键相对应的数据，并进行处理和显示。表示肿胀程度的图形显示在 LCD 显示单元 4 的下部，所选择的数字数据显示在 LCD 显示的上部。

图 11(a)、11(b) 和 11(c) 举例示出了上面显示有存储在 1 号

存储器中的数据的 LCD 显示单元 4。特别地，参考图 11 (a)，LCD 显示单元用图形表示早晨的数据。在图 11 (b) 中，LCD 显示单元用图形表示全天的数据。在图 11 (c) 中，LCD 显示单元用图形表示两个数据的和。

参考图 11 (a)，表示了用个人数据作为参考计算出的早晨肿胀程度的变化。更具体地说，在昨天早晨肿胀程度相对于参考为 0.2% 已经在今天早晨变为 0.0%。

参考图 11 (b)，表示了从早到晚一天的肿胀程度的变化。特别地，早晨 0.0% 的肿胀程度在完成那天的活动后已变成 +1.2%。

参考图 11 (c)，表示了早晨肿胀程度和一天肿胀程度之和所产生肿胀程度总变化。特别地，前一天肿胀程度相对于参考为 +1.2%，那天也是 +1.2%。

连续按下图形选择键 47 依次切换数据显示格式 (a)、(b) 和 (c)，使得其中一个显示在 LCD 显示单元上。此外，按下数据选择键 48 移动图形下面提供的三角形标记的位置，同时与三角形标记对应的数字数据显示在 LCD 显示单元的上部。再次按下图形显示键 46 终止操作的图形模式。

现在描述用作参考的个人数据。在本文公开的实施例中，存在两种类型的设置模式用于设置作为参考的个人数据（下文成为“参考数据”）。其中之一为“固定设置模式”，其中一旦在一定时间间隔内的数据基础上进行设置，则连续使用参考数据直至它将被重置的时刻。另一个是“自动设置模式”，其中根据特定时间间隔内的先前数据自动更新参考数据。

那些设置模式之间的切换通过将存储键 41，42，43 和 44 其中之一按下特定时间以上来实现。然后，切换与按下的存储键对应的设置模式，使得不仅在固定模式和自动模式之间进行切换，而且能擦除个人测量数据。在 LCD 显示单元 4 的左上方显示相关的三角形标记，指示当前设置模式为“固定”还是“自动”。同时，在 LCD 显示单元 4 上显示存储器号码和图形。然后按下还充当固定/自动模式切换键功能

的图形显示键 46, 在固定模式和自动模式之间切换。以类似的方式, 按下还充当数据擦除键功能的数据选择键 48, 擦除先前的测量数据。最后, 再次按下存储键 41, 42, 43 或 44 终止模式切换操作。

在本文公开的实施例中, 设置参考数据的时间间隔预设为 5 天, 下面详细描述每种设置模式。

1. 固定设置模式:

在该模式下, 用 5 天时间间隔所获得的测量数据计算参考数据, 然后使参考数据保持固定直至它被重置的那一时刻。5 天的时间间隔意味着非易失性存储器 5 存储 5 天的测量数据。特别在本发明的仪器第一次开始工作时, 进入固定设置模式。由于非易失性存储器 5 中不存有数据, 因此获得计算参考数据所需的测量数据的时间间隔相当于 5 天的预设时间间隔。所以, 在第一天的测量操作中, 因为没有存储的数据, 所以不起动图形显示。但将每个时刻所得到的测量数据平均并存储在非易失性存储器 5 中作为参考数据。

如果用上述模式切换操作切换到固定设置模式, 则仪器操作的改变取决于非易失性存储器 5 存储了多少测量数据。如果非易失性存储器 5 存储的测量数据超过 5 天, 则根据 5 天的测量数据计算参考数据。但是, 如果非易失性存储器 5 仅存储了较少的测量数据例如 4 天的数据, 则用该测量数据生成临时参考数据。在获得 5 天的测量数据之后, 根据这些测量数据计算参考数据。

2. 自动设置模式:

在模式下, 总是利用 5 天的最新测量数据自动计算和更新参考数据。如果仅有较少测量数据例如 4 天的数据, 则生成临时参考数据。在获得 5 天的测量数据之后, 根据这些测量数据计算参考数据。

现在详细描述肿胀程度的计算。肿胀程度的计算是根据上述个人数据或参考数据完成的。根据每天早晨测量的生物电阻抗和测量时刻以及每天傍晚或夜里测量的生物电阻抗和测量时刻设置用于计算肿胀

程度的参考数据。

在该实施例中，将设置参考数据期间的时间间隔预设为 5 天，下面描述参考数据的设置。

首先，计算每天早晨测量的生物电阻抗数据的平均值“Zam”和进行阻抗测量的测量时刻的平均时间“Tam”。以类似的方式，计算每天傍晚或夜里测量的生物电阻抗数据的平均值“Zpm”和进行阻抗测量的测量时刻的平均时间“Tpm”。

$$Z_{am} = \sum Z_{ai} / 5 \quad (i = 1, 2, \dots, 5)$$

$$Z_{pm} = \sum Z_{pi} / 5 \quad (i = 1, 2, \dots, 5)$$

$$T_{am} = \sum T_{ai} / 5 \quad (i = 1, 2, \dots, 5)$$

$$T_{pm} = \sum T_{pi} / 5 \quad (i = 1, 2, \dots, 5)$$

其中，“Zai”是第“i”天早晨测量的生物电阻抗值；“Tai”是进行阻抗测量的测量时刻。类似地，“Zpi”是第“i”天傍晚或夜里测量的生物电阻抗值；“Tpi”是进行阻抗测量的测量时刻。

然后，计算早晨和傍晚或夜里生物电阻抗平均值“Zam”和“Zpm”之间的差“Zap”。

$$Z_{ap} = Z_{am} - Z_{pm}$$

差“Zap”表示被测试人一整天组织液量变化的平均值。所以，该值“Zap”与每天实际测量数据的比较能确定组织液量的变化是否大于或小于这个人的正常条件。换言之，能确定人的肿胀程度。

根据该实施例，通过早晨和傍晚或夜里生物电阻抗平均值“Zam”和“Zpm”之间的差“Zap”设置参考数据；以及进行测量的测量时刻的平均时间“Tam”和“Tpm”。

根据该参考数据，通过早晨和傍晚或夜里测量的生物电阻抗值就计算肿胀程度的方式如下：

假设早晨测量的生物电阻抗值为“Z1”，则早晨的肿胀程度“M1”由以下公式表示：

$$M1 = (Z1 - Z_{am}) / Z_{ap}$$

这确定早晨测量的肿胀程度是否高于或低于参考值。如果“M1”

为正值，则肿胀程度高于参考。但如果为负值，则肿胀程度低于参考。

假定傍晚或夜里测量的生物电阻抗值为“Z2”，则计算它和早晨的阻抗值“Z1”之间的差 ΔZ 。

$$\Delta Z = Z1 - Z2$$

该 ΔZ 表示早晨和傍晚或夜里那些组织液量的变化，即一整天的肿胀。因此，一整天的肿胀程度“M2”由以下公式表示：

$$M2 = (\Delta Z - Z_{ap}) / Z_{ap}$$

如果“M2”为正值，则肿胀程度高于参考。但如果为负值，则肿胀程度低于参考。

以这种方式，在用正常生活中肿胀平均值作为参考的基础上完成肿胀程度的计算。

数据“Tam”和“Tpm”用于通过将该数据与人完成测量的时刻相比来确定测量是在早晨执行的还是在傍晚或夜里执行的。

现在说明本发明的另一个实施例，该实施例中，测量人出现的暂时肿胀。这适用于这种情况：当这个人感到疲劳时，他按摩自己的下肢或洗澡来消除疲劳。通过在按摩或洗澡前后执行测量，通过比较这种动作前后的肿胀程度能确定疲劳是否能得到消除。

现在参考图 13 中的流程图来描述第二实施例。第二实施例的外部概观和内部组件分别与图 5 和 6 中的相同。

在等待状态之后，检查存储键 41, 42, 43 和 44 中的任何一个键是否被按下（步骤 S51）。如果没有，程序不进入工作模式，而是保持等待状态（步骤 S52）。

但如果在步骤 S51 中存储键 41, 42, 43 和 44 中的任何一个键被按下，则执行生物电阻抗的测量（步骤 S53）。然后检查与按下的存储键的键号相对应的数据是否存储在非易失性存储器 5 中（步骤 S54）。如果该数据为存储在存储器 5 中，则取生物电阻抗的测量值作为参考（步骤 S55），程序进入等待模式（步骤 S56）。通常，参考值在执行按摩或洗澡这样的动作之前设置。测量生物电阻抗的子程序与图 10 所示的相同。

如果在步骤 S54 中参考数据已经存储在存储器中, 则将其与生物电阻抗的测量值相比较, 确定动作前后肿胀程度的变化 (步骤 S57)。在确定过程中, 假定动作之前阻抗的参考值是“Zp”, 动作之后的阻抗是“Zn”, 则此刻肿胀程度“Mn”由以下公式表达:

$$Mn = (Zn - Zp) / Zp$$

这确定动作之后的肿胀程度是高于还是低于动作之前。如果“Mn”为正值, 意味着动作之后的肿胀程度高于动作之前。但如果为负值, 动作之后肿胀程度已经减轻。

然后显示计算出的肿胀程度 (步骤 S58), 在确定过程中使用的动作之前设置的参考值被擦除 (步骤 S59), 程序进入等待模式 (步骤 S60)。

根据上述第二实施例, 能捕获按摩或洗澡这样的动作前后肿胀程度的变化, 使得人能看到按摩或洗澡的效果。

在上述第一实施例中, 已经描述了用组织液的平均变化作为参考数据。但是还能有更简单的情况, 其中在正常生活的每个早晨和傍晚重复测量几次测试中人的生物电阻抗, 将其平均值存储作为参考。然后, 能简单地通过将生物电阻抗的测量值与参考相比较来确定肿胀的出现。或者, 通过仅在前一天中测量的生物电阻抗而不是几天内测量的生物电阻抗来设置参考数据。在这种情况下, 简单地通过与前一天中的数据相比较可以确定肿胀程度。

以上已经在第一实施例中描述了通过测量生物电阻抗计算人的肿胀程度的方法。如上所述, 提供了测试中人身体一部分的组织液量、细胞外水份和体内水份量的变化, 生物电阻抗测量方法可以用单一频率或多个频率。此外, 计算所使用的数字参数可以是生物电阻抗、细胞内/细胞外水份的比和由生物电阻抗导出的其他参数中的任何一个参数。

在上述第一实施例中描述的电极结构中, 构造两对仪器电极与测试下的人的两个脚掌接触。但本发明不限于这种电极结构, 如果能测量下肢上的生物电阻抗, 可以采用任何其他的电极结构。图 12 示出了

另一种电极结构，在这种结构中，两对电极 31、32 和 33、34 与一条腿的小腿肚直接接触。根据这种电极结构，能基本在最可能出现肿胀的小腿肚上测量生物电阻抗。这与其他结构相比能减小一些误差因素，所以能更精确地确定肿胀。此外，如果包括一只脚的阻抗是已知的，则能清楚肿胀程度。所以，本发明适用于测量臂或手和腿之间的生物电阻抗的情况。

通过以上的描述显然，确定人体疲劳程度的仪器的操作是通过生物电阻抗测量方法来检测和存储作为人体疲劳量度的肿胀程度。然后，仪器在存储的肿胀程度数据的基础上，计算用于确定人的肿胀程度的参考数据，将肿胀程度的当前数据与该参考相比较，确定疲劳程度。所以，能根据接受测试的每个人的个人特点更精确、客观地确定身体的疲劳程度。

此外，能根据以前的肿胀程度数据估计身体状况的变化和人的疲劳累积。

当用多个频率 AC 电流作为测量电流时，能根据细胞内/细胞外水份的比确定肿胀程度。因此，测量与身体温度引起的生物电阻抗变化无关。

或者，当用单一频率 AC 电流作为测量电流时，能以更简单的结构实现仪器，缩短测量时间。

图1

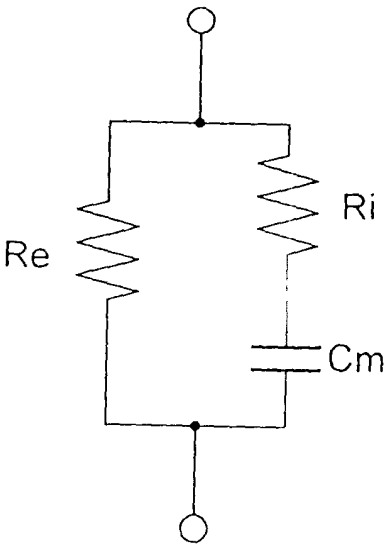


图2

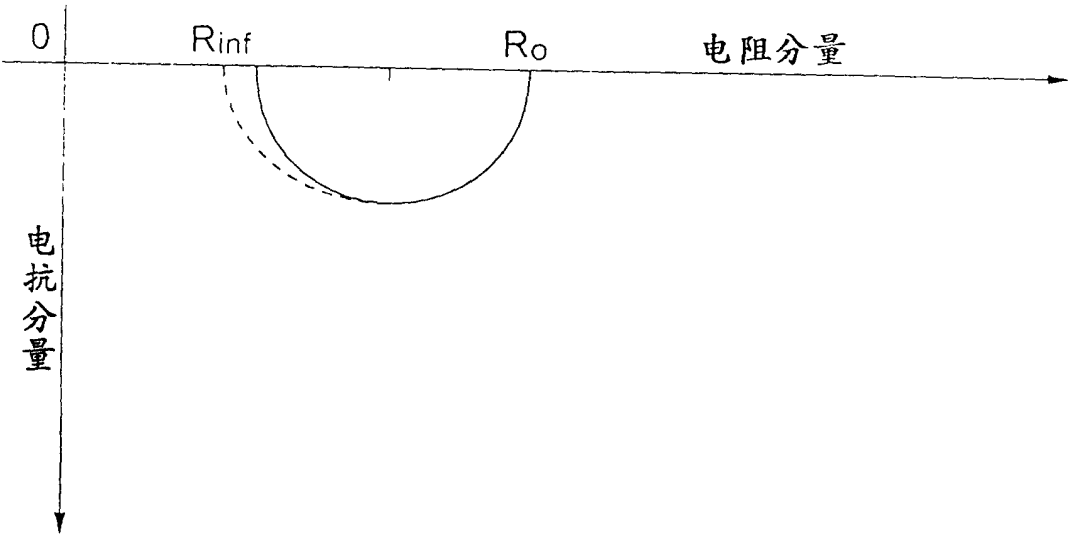


图3

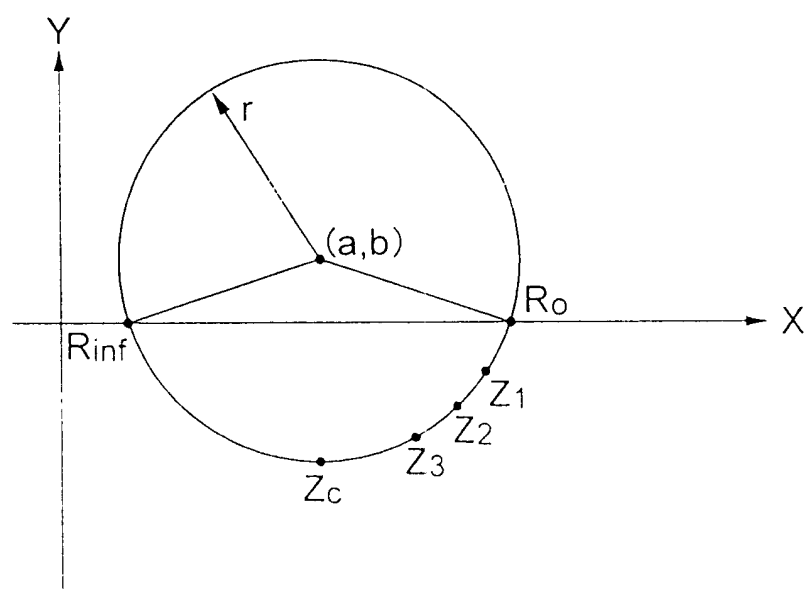


图4(a)

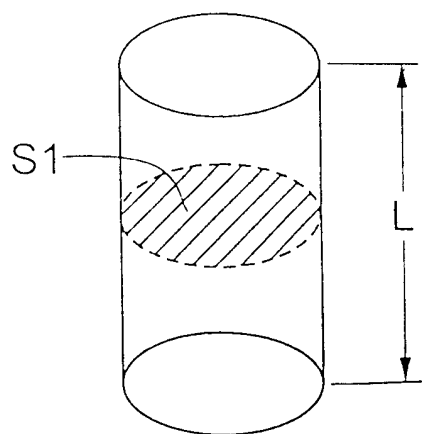


图4(b)

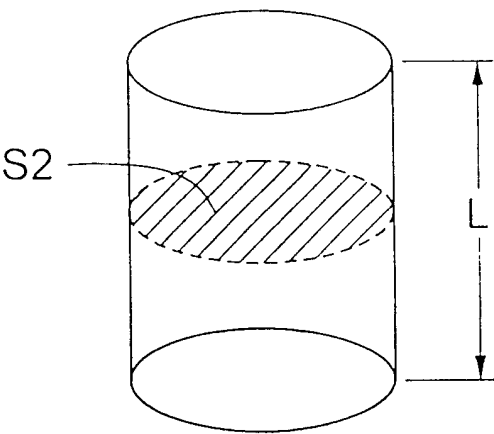


图5

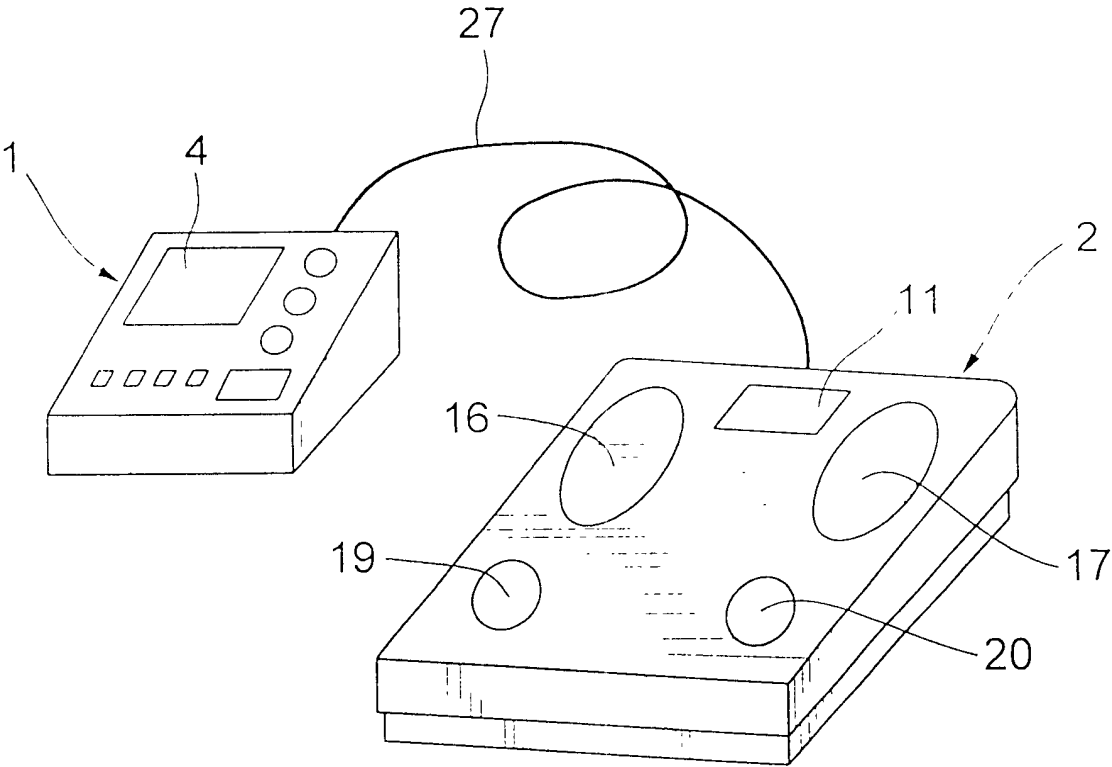


图6

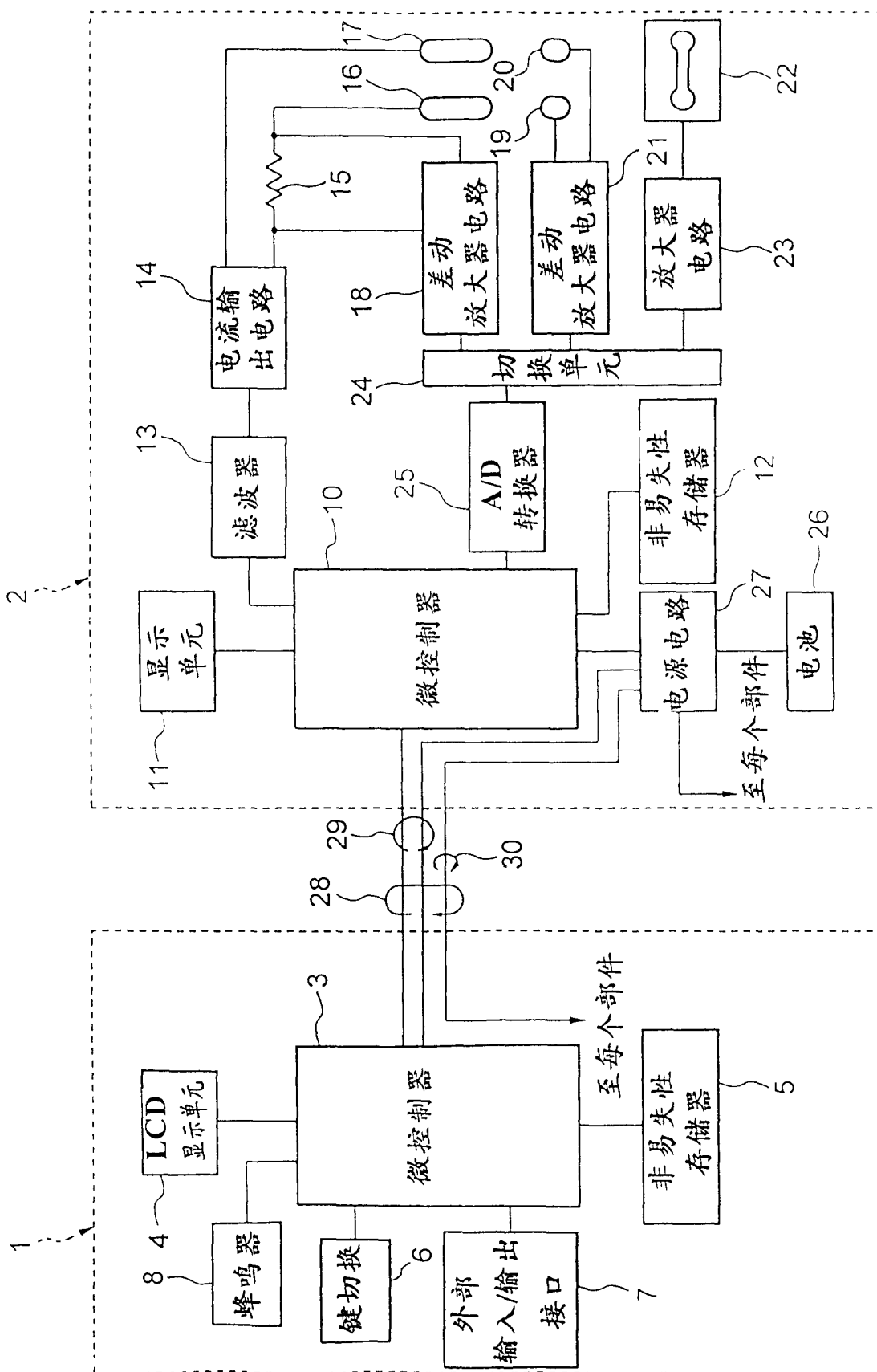


图7

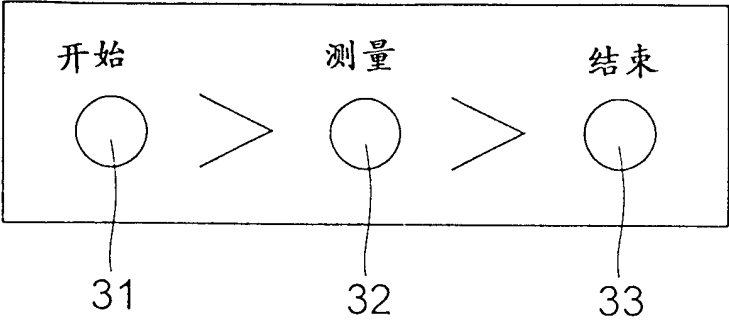


图8

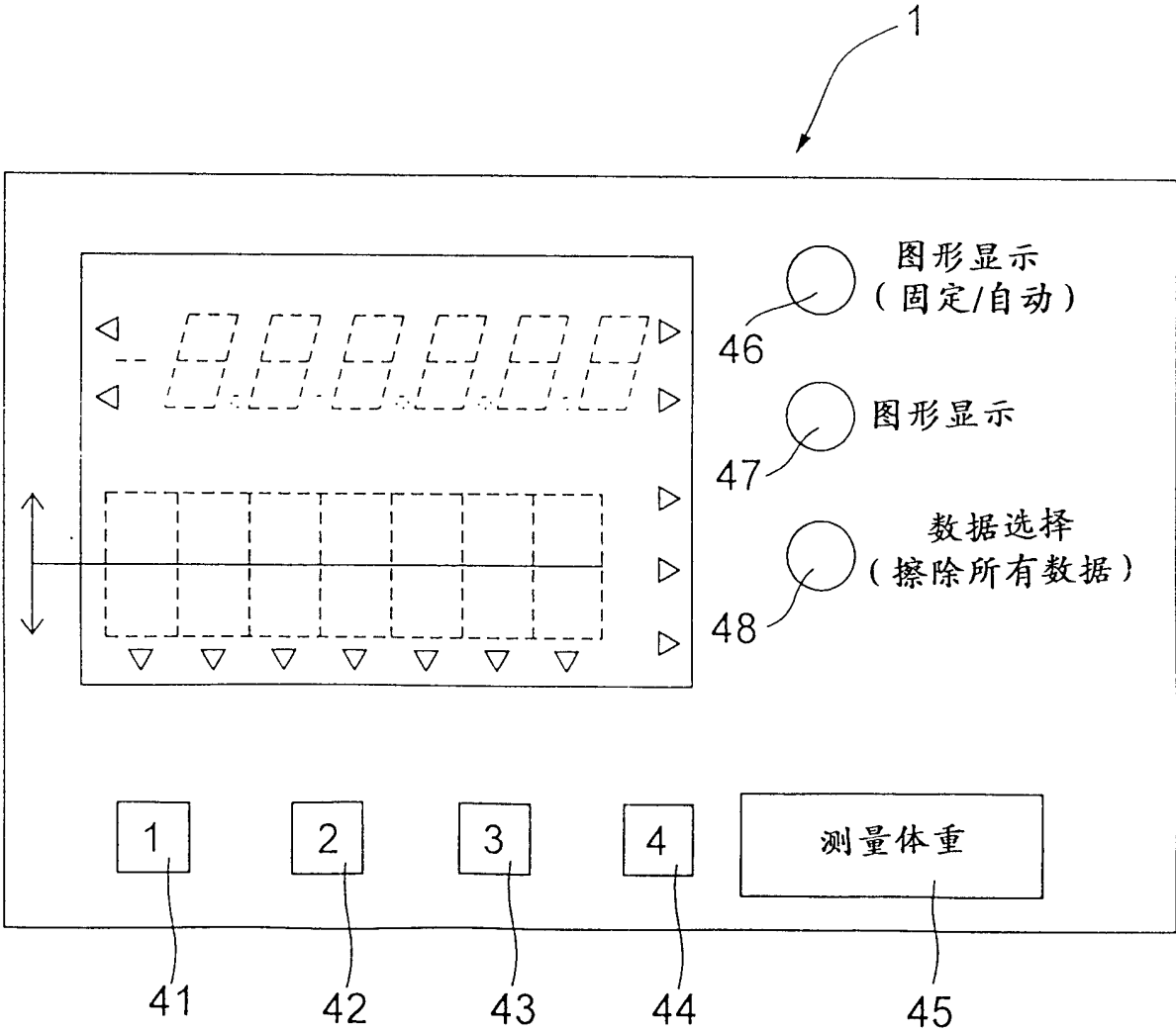


图9

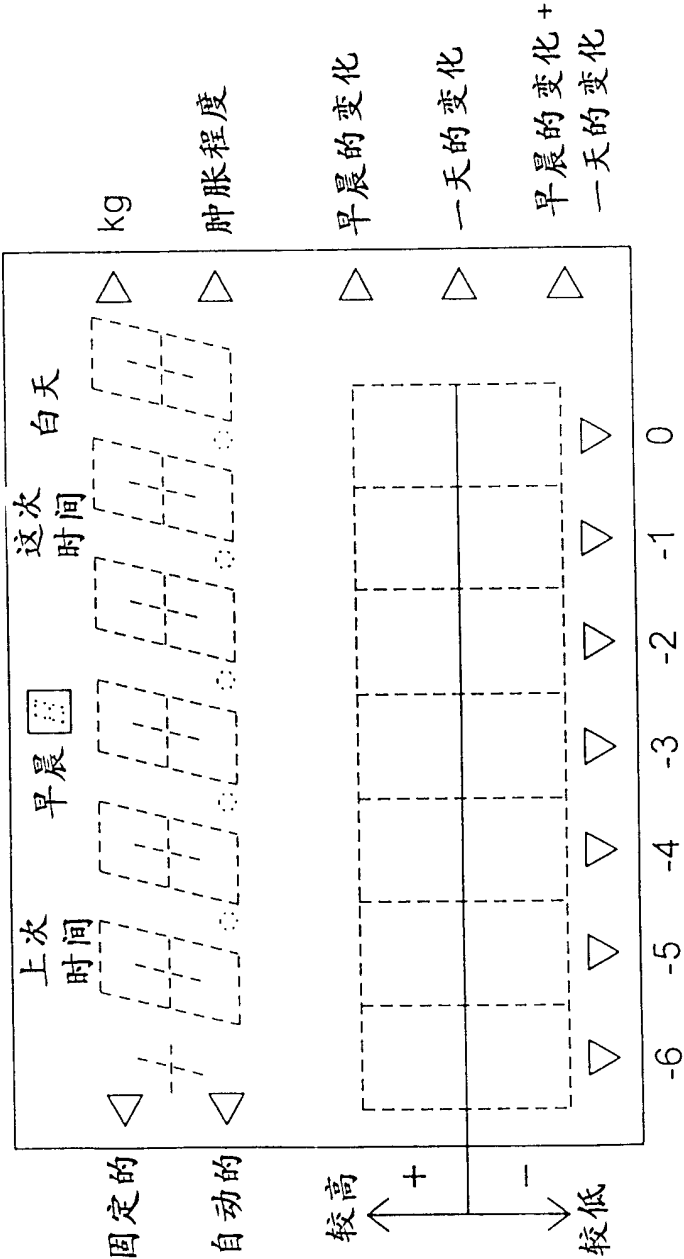


图 10

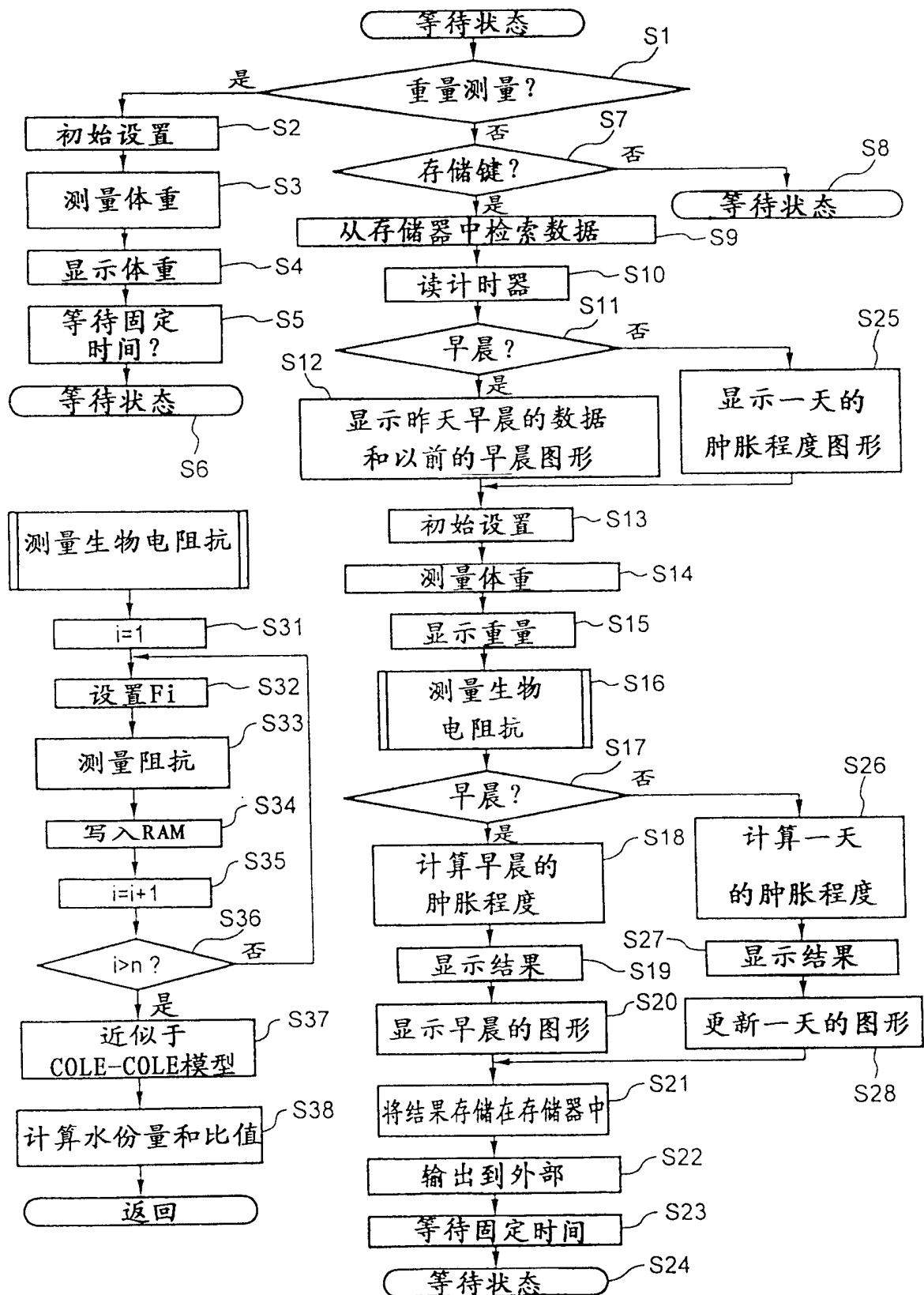


图11(a)

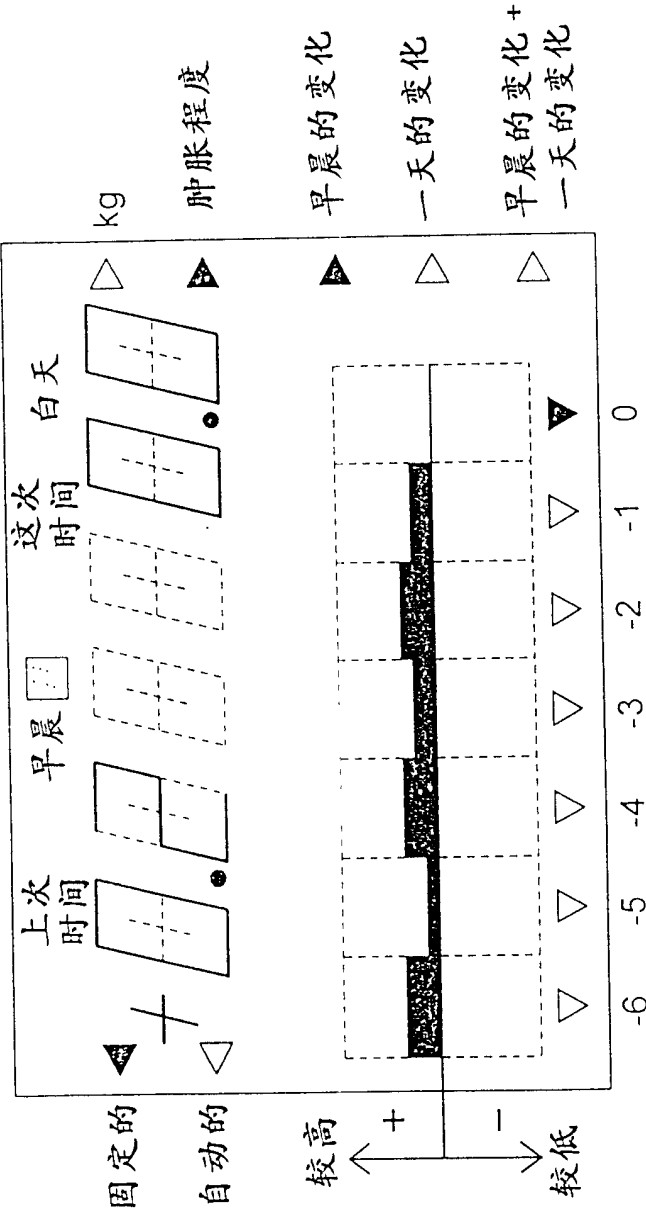


图11(b)

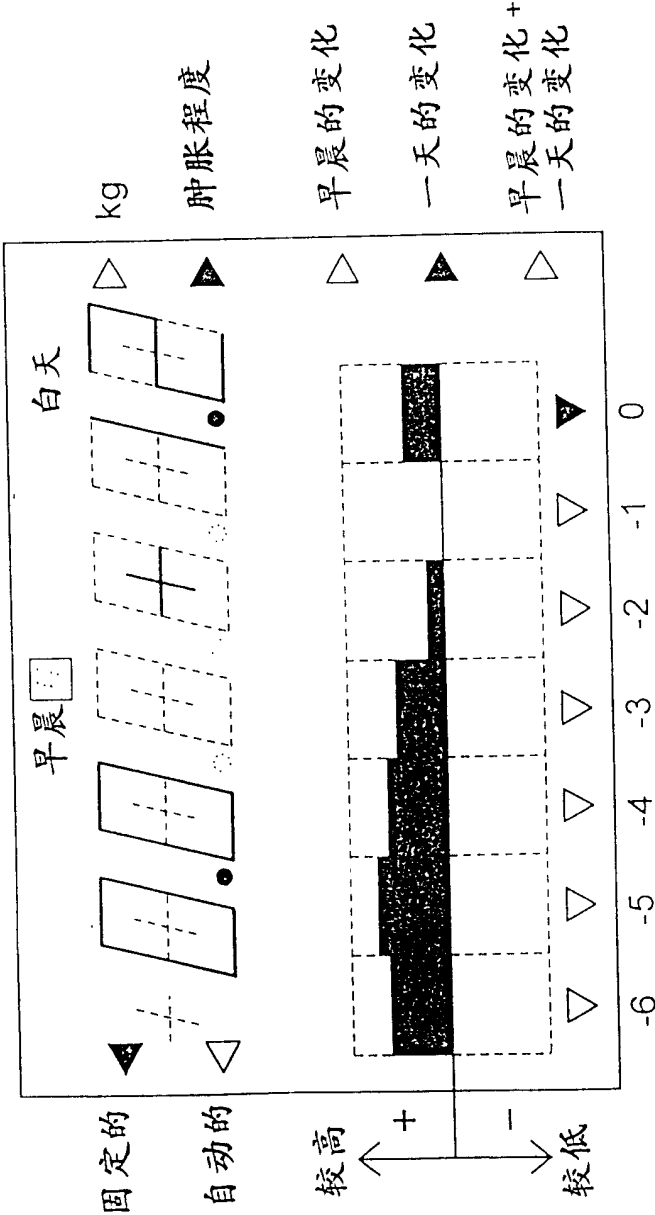


图11(c)

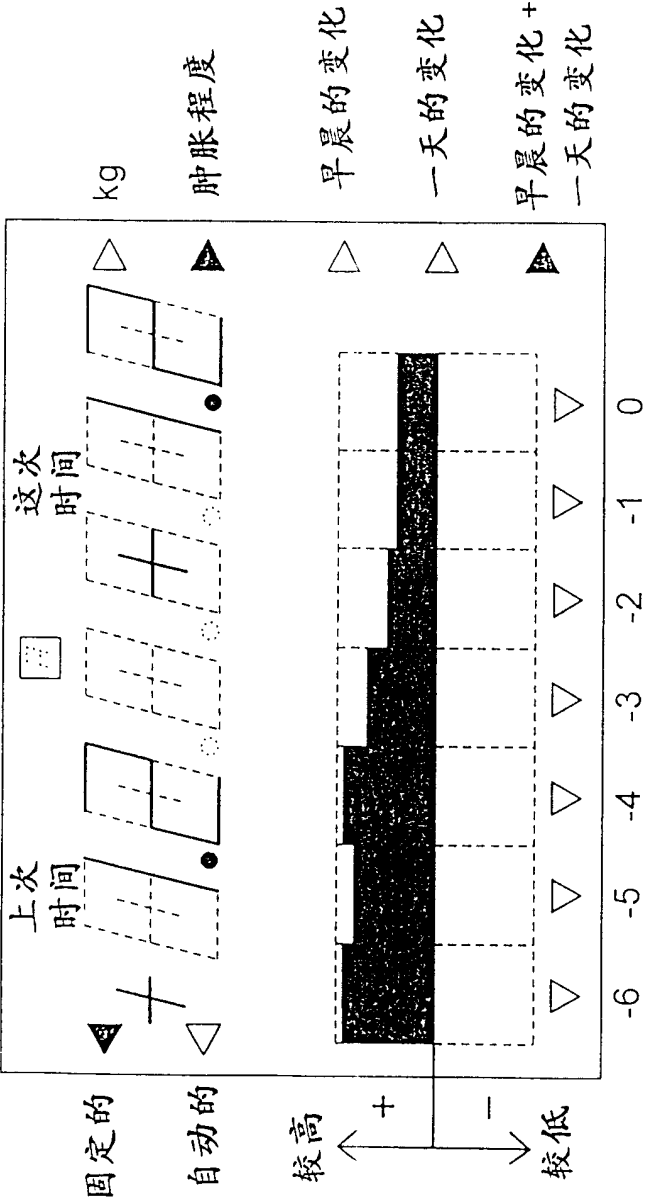


图12

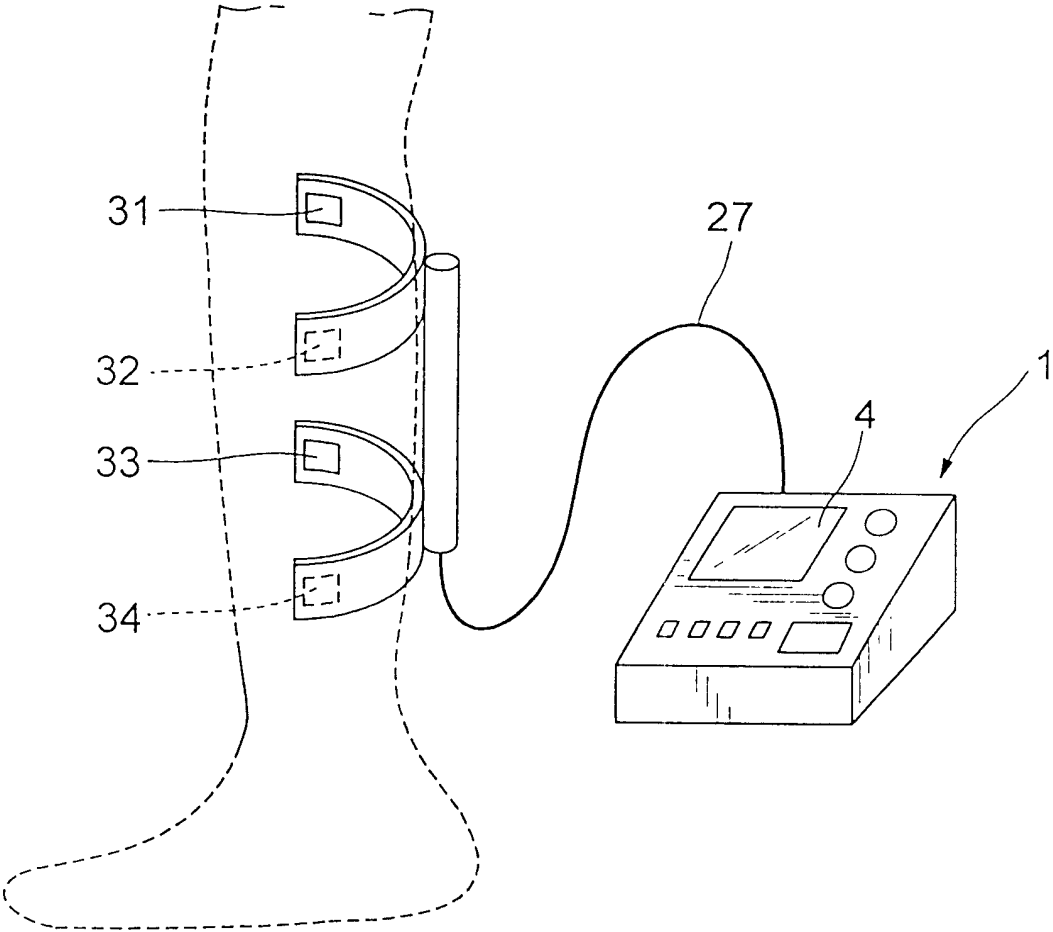


图13

