

[19]中华人民共和国专利局

[51]Int.Cl⁶

A61B 5/22

A61B 5/02 A61B 5/00



[12]发明专利申请公开说明书

[21]申请号 97191018.9

[43]公开日 1998年11月4日

[11]公开号 CN 1198086A

[22]申请日 97.6.12

[14]专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

[30]优先权

代理人 程天正 张志醒

[32]96.6.12 [33]JP[31]151378 / 96

[32]96.11.20 [33]JP[31]309749 / 96

[32]97.5.16 [33]JP[31]127648 / 97

[86]国际申请 PCT / JP97 / 02029 97.6.12

[87]国际公布 WO97 / 47239 日 97.12.18

[85]进入国家阶段日期 98.4.2

[71]申请人 精工爱普生株式会社

地址 日本东京都新宿区

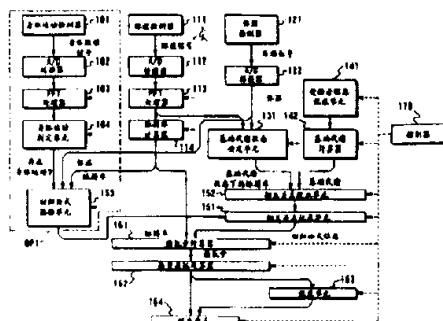
[72]发明人 天野和彦 上马场和夫 石山仁

权利要求书 8页 说明书 37页 附图页数 34页

[54]发明名称 用于测量热量消耗的装置和用于测量体温的装置

[57]摘要

为了获得高精确度的热量消耗值，该装置包括：一个基础代谢状态确定单元（142），它根据受验者的体温确定其基础代谢状态；一个相互关系存储单元（151），它存储分别表示脉搏率与受验者处于静止状态或活动状态时的热量消耗之间相互关系的回归公式；一个相互关系修正单元（152），它利用基础代谢状态修正存储的回归公式；一个身体运动判定单元（104），它判定受验者是否处于静止状态；和一个回归公式选择单元（153），它根据这种判断的结果选择应当使用的回归公式。将受验者的脉搏率应用于所选择的回归公式，并由热量消耗计算器（162）计算出与该脉搏率相应的热量消耗。



权 利 要 求 书

1、一种热量消耗测量装置，它包括：

一个基础代谢状态确定装置，其用于确定受验者的基础代谢状态；

一个相互关系存储装置，用于存储脉搏率与热量消耗之间的相互关系；

一个相互关系修正装置，用于利用由所述基础代谢状态确定装置确定的基础代谢状态修正存储在所述相互关系存储装置中的相互关系；和

一个热量计算装置，它应用存储在相互关系存储装置中的相互关系中的脉搏率，计算相应于这个脉搏率的热量消耗。

2、如权利要求1所述的热量消耗测量装置，它还包括：

一个脉波检测装置，用于在受验者身体上存在脉搏的部位周围的特定区域检测脉压；

一个温度检测装置，用于检测温度，其设置在脉波检测装置附近；和

一个体温判定装置，用于将在所述特定区域中测得最大脉压处的检测温度作为体温；

其中所述基础代谢状态确定装置根据由所述体温判定装置确定的体温判定受验者的基础代谢状态。

3、如权利要求1或2所述的热量消耗测量装置，其特征在于：

所述相互关系存储装置存储至少分别对应于静止状态和活动状态的回归公式；

所述热量消耗测量装置还包括一个身体运动判定装置和一个回归公式选择装置，其中身体运动判定装置用于判定受验者是否处于静止状态，回归公式选择装置用于根据所述身体运动判定装置确定的结果选择应当使用的回归公式；和

所述热量计算装置利用所述回归公式选择装置所选择的回

归公式计算热量消耗。

4、如权利要求3所述的热量消耗测量装置，它还包括：

一个体温判定装置，用于确定受验者的体温是否超过一个特定值；

其中在所述身体运动判定装置判定受验者处于静止状态、而所述体温判定装置判定受验者的体温超过一个特定值的情况下，所述回归公式选择装置不选择静止状态回归公式，而是选择活动状态回归公式。

5、如权利要求3所述的热量消耗测量装置，它还包括：

一个脉搏率测量装置，用于测量受验者的脉搏率；和

一个身体运动检测装置，用于检测受验者的身体运动状态信息；

其中所述身体运动判定装置根据由所述身体运动检测装置检测的身体运动状态信息判定受验者是否处于静止状态，所述热量计算装置将由所述脉搏率测量装置测得的脉搏率应用于所选择的回归公式。

6、如权利要求5所述的热量消耗测量装置，它还包括：

一个测量结果存储装置，用于按照时间顺序存储由所述脉搏率测量装置测量的脉搏率和由所述身体运动检测装置检测的身体运动状态信息；

其中所述回归公式选择装置选择所述回归公式，通过应用存储在测量结果存储装置中的身体运动状态信息来选择要用的回归公式，所述热量计算装置通过将存储在所述测量结果存储装置中的脉搏率应用于由所述回归公式选择装置所选择的回归公式来计算热量消耗。

7、如权利要求5所述的热量消耗测量装置，它还包括一个第一报告装置，该装置向受验者报告由热量计算装置计算出的热量消耗。

8、一种热量消耗测量装置，它包括：

一个相互关系存储装置，用于存储脉搏率与热量消耗之间的相互关系；

一个热量计算装置，其将受验者的脉搏率应用于存储在所述相互关系存储装置中的相互关系，并计算对应于该脉搏率的热量消耗；

一个第一期望值存储装置，该装置预先存储一个特定时间间隔内的热量消耗期望值；

一个减法装置，该装置按照固定的时间间隔连续地将由所述热量计算装置计算出的热量消耗从存储在所述第一期望值存储装置中的所述期望值中减去；和

一个第二报告装置，用于向受验者报告由所述减法装置进行的减法运算的结果。

9、如权利要求 8 所述的热量消耗测量装置，它还包括：

一个第一比较装置，用于将从所述第一期望值存储装置中读出的所述期望值与由所述减法装置作出的特定时间间隔的相减结果进行比较；和

一个第三报告装置，用于向受验者报告由所述第一比较装置作出的比较结果。

10、一种热量消耗测量装置，它包括：

一种相互关系存储装置，用于存储脉搏率与热量消耗之间的相互关系；

一个热量计算装置，用于将受验者的脉搏率应用于存储在所述相互关系存储装置中的相互关系，并计算对应于该脉搏率的热量消耗；和

一个第一存储装置，用于以固定时间间隔连续地存储由所述热量计算装置计算出的热量消耗。

11、如权利要求 10 所述的热量消耗测量装置，它还包括：

一个加法装置，用于按照固定时间间隔将存储在所述的第一存储装置中的热量消耗相加；和

一个第四报告装置，用于向受验者报告所述加法装置作出的加法运算的结果。

12、如权利要求 11 所述的热量消耗测量装置，它还包括：

一个第二存储装置，用于按照固定时间间隔存储由所述加法

装置相加的热量消耗；和

一个第五报告装置，用于根据所述第二存储装置中的存储结果向受验者报告相加的热量消耗随时间的变化。

13、如权利要求 11 所述的热量消耗测量装置，它还包括：

一个第一期望值存储装置，用于预先存储一个特定时间间隔内的热量消耗的期望值；

一个第二比较装置，用于将从所述第一期望值存储装置中得出的期望值与由所述加法装置作出的相加结果进行比较；和

一个第六报告装置，用于向受验者报告由所述第二比较装置作出的比较结果。

14、如权利要求 8 或 13 所述的热量消耗测量装置，它还包括：

一个接收装置，用于接收设置在一个外部设备中的信息；和

一个期望值设定装置，用于将由所述接收装置接收的信息设定为热量消耗的期望值。

15、如权利要求 10 所述的热量消耗测量装置，它还包括：

一个变化率计算装置，用于从所述第一存储装置中读取先前计算的前一个时间间隔中的热量消耗，并确定其变化率，所述变化率表示当前计算的热量消耗相对于读出的热量消耗如何变化；和

一个第七报告装置，用于向受验者报告由所述变化率计算装置获得的变化率。

16、如权利要求 15 所述的热量消耗测量装置，它还包括：

一个第三存储装置，用于存储由所述变化率计算装置按照固定时间间隔得到的变化率；和

一个第八报告装置，用于根据所述第三存储装置存储的结果向受验者报告变化率随时间的变化。

17、如权利要求 15 所述的热量消耗测量装置，它还包括：

一个第二期望值存储装置，用于预先将热量消耗变化率存储作为一个期望值；

一个第三比较装置，用于将所述第二期望值存储装置中的变

化率与变化率计算装置中的变化率进行比较；和

一个第九报告装置，用于向受验者报告由所述第三比较装置作出的比较结果。

18、如权利要求 17 所述的热量消耗测量装置，它还包括：

一个接收装置，用于接收设置在一个外部设备中的信息；

一个第二期望值设定装置，用于将由所述接收装置接收的信息设定为热量消耗变化率，该值为所述第二期望值存储装置中的期望值。

19、如权利要求 10 至 18 中之一所述的热量消耗测量装置，它还包括：

一个传输装置，用于与一个外部设备传输信息，该装置至少将下列信息中的一种传输到所述外部设备中，这些信息包括存储在第一存储装置中的固定时间间隔的热量消耗、由所述加法装置相加的热量消耗、或存储在所述第三存储装置中的热量消耗变化率。

20、如权利要求 19 所述的热量消耗测量装置，它还包括：

一个第四存储装置，用于按照时间顺序存储下列信息中至少一种，所述信息包括由所述体温检测装置测得的体温、由所述脉搏率测量装置测得的脉搏率、或由身体运动检测装置测得的身体运动状态信息；和

一个传输装置，用于将所述第四存储装置中存储的结果发送到一个外部设备。

21、一种体温测量装置，它包括：

一个脉波检测装置，用于检测身体上存在脉搏的部位周围的特定区域的脉压；

一个温度检测装置，用于检测温度，该装置设置在所述脉波检测装置附近；和

一个体温确定装置，用于将在检测脉压的特定区域中测得最大脉压处所测得的温度确定作为体温。

22、如权利要求 21 所述的体温测量装置，它包括一组成对设置的脉波检测装置和温度检测装置，

其中所述体温确定装置将由与测得最大脉压的脉波检测装置对应的温度检测装置测得的温度确定作为体温。

23、如权利要求 22 所述的体温测量装置，其中所述的一组成对设置的脉波检测装置和温度检测装置相对于在其处检测脉压的动脉血管的延伸方向大约成直角成行设置。

24、如权利要求 21 或 22 所述的体温测量装置，它还包括一个第五存储装置，用于按照固定时间间隔存储由所述体温确定装置确定的体温。

25、如权利要求 24 所述的体温测量装置，它还包括一个第十报告装置，该装置用于根据存储在所述第五存储装置中的体温向受验者报告体温随时间的变化。

26、如权利要求 24 所述的体温测量装置，它还包括一个传输装置，该装置用于将存储在所述第五存储装置中的体温传输到一个外部设备中。

27、如权利要求 21 或 22 所述的体温测量装置，它还包括：一个脉搏鉴别装置，该装置判断所述脉波检测装置是否检测到脉压；和

一个第十一报告装置，该装置向受验者报告由所述脉搏鉴别装置作出的判断结果。

28、如权利要求 21 或 22 所述的体温测量装置，它还包括用于检测受验者身体运动的一个身体运动检测装置，

其中，当根据所述身体运动检测装置的检测结果作出所述身体运动在规定极限内的判断时，所述体温确定装置确定体温。

29、如权利要求 21 所述的体温测量装置，它还包括：一个基础代谢状态确定装置，用于根据由所述体温确定装置确定的体温确定受验者的基础代谢状态；

一个生理信息测量装置，用于测量受验者的生理信息；一个生理信息确定装置，用于在由所述基础代谢状态确定装置确定了基础代谢状态的情况下，将由所述生理信息测量装置测得的生理信息确定作为受验者基础代谢状态的生理信息。

30、如权利要求 29 所述的体温测量装置，其中所述基础代

谢状态确定装置将受验者体温最低的状态确定作为基础代谢状态。

31、如权利要求 29 所述的体温测量装置，它还包括用于检测受验者身体运动的一个身体运动检测装置，

其中，当根据所述身体运动检测装置的检测结果确定身体运动在规定极限范围时，所述基础代谢状态确定装置确定受验者的基础代谢状态。

32、如权利要求 29 所述的体温测量装置，它还包括用于测量当前时间的一个时间保持装置，

其中，在所述时间保持装置保持的时钟时间被确定为处于预定时期中的情况下，所述基础代谢状态确定装置确定基础代谢状态。

33、如权利要求 29 所述的体温测量装置，它还包括：

一个身体运动检测装置，用于检测受验者的身体运动；和
一个时间保持装置，用于测量当前时间；

其中，在根据所述身体运动检测装置的检测结果确定身体运动在规定极限范围内、并且由所述时间保持装置保持的时钟时间被确定为处于预定期间中的情况下，所述基础代谢状态确定装置确定基础代谢状态。

34、如权利要求 29 所述的体温测量装置，它还包括：

一个环境温度检测装置，用于检测受验者周围环境的温度；
和

一个修正装置，用于根据由所述环境温度检测装置测得的环境温度，修正由所述生理信息测量装置测得的生理信息。

35、如权利要求 29 或 34 所述的体温测量装置，它还包括一个第六存储装置，该装置用于存储由所述生理信息确定装置确定的生理信息。

36、如权利要求 35 所述的体温测量装置，它还包括一个第十二报告装置，该装置用于根据所述第六存储装置的存储结果向受验者报告生理信息的变化。

37、如权利要求 35 所述的体温测量装置，其中所述第十二

报告装置响应由所述生理信息测量装置测得的生理信息与存储在所述第六存储装置中的生理信息之间的偏差，进行报告。

38、如权利要求 35 所述的体温测量装置，它还包括一个传输装置，该装置用于将存储在所述第六存储装置中的生理信息传输到一个外部装置中。

说 明 书

用于测量热量消耗的装置和用于测量体温的装置

5

技术领域

本发明涉及一种热量消耗测量装置，不论受验者处于静止状态还是活动状态，这种装置都能够准确地测量该受验者所消耗的热量，而不会受到诸如周围环境温度、受验者身体状态的逐日或逐年波动变化之类因素的影响，所以这种装置对于保持身体健康是有用的。本发明还涉及适合应用于上述热量消耗测量装置中的一种体温测量装置，这种装置可以连续地测量体温，所测体温与体内温度尽可能地接近，所以对于保持身体健康也是有用的。

背景技术

在衣食无忧的今天，人们已经认识到在运动或日常活动中的热量消耗是保持身体健康的一个重要指标。所以，确定每天消耗的热量是非常重要的。每天消耗热量总量的标准值可以在很宽的范围内，即从相应于1岁幼儿的1000千卡的最小值到相应于17岁少年的3800千卡的最大值范围内变化。

人们认为，在测量热量消耗时，要求在最小值的约5%范围内的准确度。因此，测量误差必须在50千卡范围内。

有的热量消耗测量装置（例如在日本专利申请平8-52119中所公开的）已经被建议用作测量人体热量消耗的装置。这种热量消耗测量装置预先记录受验者的性别、年龄、身高、体重、身体脂肪比率、其它常数以及每单位身体表面面积的基础代谢标准值数值表。这种装置还利用公式计算受验者静止时或在运动时的热量消耗。在测量热量消耗时，将所测得的脉搏率值和上述的各个常数值代入根据受验者是否静止或正在运动而不同的公式中。然后参照上述的基础代谢标准数值表计算出热量消耗。

但是，上述现有技术中用于测量热量消耗的装置存在下列问题。

第一，这些现有技术中的热量消耗测量装置包括一个通过将所测得的脉搏率与“脉搏率阈值（安静站立时的脉搏率）”进行比较而确定所用公式的比较和判断装置。但是，众所周知，脉搏率可以由于多种原因（包括情绪紧张）而提高。因此，由于这些装置确定仅仅相应于脉搏率而使用的计

算公式，所以它们无法区别脉搏率的提高是取决于活动量增加之外的其它因素（诸如情绪紧张），还是因为受验者正在运动而引起的。结果，可能无法正确地计算热量消耗。

第二，近年来，人们已经了解，有许多生理参数，包括脉搏率，会发生周期性变化（逐日、逐月或者逐年）。因此，如果不相对于这种变化对热量消耗计算进行修正，则这种计算的准确性是令人怀疑的。现有技术中的热量消耗测量装置没有考虑到脉搏率会发生周期性变化的事实，所以难以做到对热量消耗的准确测量。

因而，利用现有技术的这些热量消耗测量装置无法获得上述的在 50 千卡范围内的测量精度。

发明内容

本发明是在考虑了上述的事实之后设想出来的，它的第一个发明目的就是提供一种热量消耗测量装置，这种装置能够准确地甄别静止和活动状态，并且能够通过考虑到身体的和心理的影响以及脉搏率的周期变化而以高精确度计算出热量消耗。

此外，本发明的第二个目的是提供适合应用于这种热量消耗测量装置中的一种体温测量装置，这种装置可以连续地测量体温，并且所测体温尽可能地接近体内温度。

首先，为了实现上述的第一发明目的，本发明的特征在于包括：用于确定受验者的基础代谢状态的一个基础代谢状态确定装置；用于记录脉搏率与热量消耗之间相互关系的一个相互关系记录装置；用于利用所述基础代谢状态确定装置确定的基础代谢状态对存储在相互关系存储装置中的相互关系进行修正的一个相互关系修正装置；和用于将受验者的脉搏率代入存储在所述相互关系存储装置中的相互关系中以计算出相应于所述脉搏率的热量消耗的热量消耗计算装置。

其次，为了实现上述的第二个发明目的，本发明的特征在于提供一个脉波检测装置，用于检测受验者身体上存在脉搏的部位周围的特定区域内的脉压；一个温度检测装置，用于检测温度，该装置设置在所述脉波检测装置附近；和一个体温判定装置，用于将在前述检测脉压的特定区域中测得最大脉压处测得的温度确定为体温。

作为上述第一个特征的结果，由于考虑到了受验者的心理状态，自然也考虑到他的静止或活动状态，因而可能以极高的精确度计算出每单位时间

的热量消耗。此外，由于考虑到了受验者状态的逐月和逐年的波动，还可能更精确地确定热量消耗。

另外，作为上述第二个特征的结果，在存在脉搏的一个特定区域内检测脉压，并且将在检测区域中具有最高脉压的脉波测得处测得的温度作为体温。结果，有可能在该区域周围测得稳定的、尽可能接近于体内深处温度的体温。再者，一旦确定了这个测量部位，就可能进行连续的测量而不会被受验者意识到。

附图简介

图 1 为一方块图，表示根据本发明的一个实施例构成的热量消耗测量装置的功能结构。

图 2 为一方块图，表示同一装置的电子结构。

图 3A 为一底视图，表示同一装置的外观；图 3B 是其平面视图。

图 4A 是该装置一部分的一个局部剖透视图，剖面中表示了该装置的温度传感器和压力传感器的结构；图 4B 为这一部分的透明剖面透视图。

图 5 为一副视图，表示在该压力传感器中的塑料橡胶与半导体基片连接处的放大结构。

图 6 为一方块图，表示在压力传感器中添加一个偏置电路的一种设计。

图 7 为一倾斜透明局部剖视图，表示压力传感器和温度传感器的另一个结构实例。

图 8 为一基本部件的剖视图，用于解释使用该压力传感器检测脉波的原理。

图 9 为一示意图，表示向该装置传送和从中接收信息的外部设备结构。

图 10A 表示在该装置中用于计算热量消耗的、对应于静止和活动状态的回归公式；图 10B 为一示意图，用于解释对于该装置中回归公式的校正。

图 11A~11D 为分别表示几个受验者在春天、夏天、秋天和冬天直肠温度的逐日变化的曲线图。

图 12 是一张表，表示分别根据年龄和性别确定的身体每单位面积的标准基础代谢值。

图 13 表示在本发明实施例的体温测量实验中测量部位的外部视图。

图 14A 为一示意图，表示在这种实验中进行测量的位置和当测量区域处于干燥状态时在这些部位中各处的温度测量结果；图 14B 表示在这些区域浸水之后的测量结果。

- 图 15 为一示意图，用于解释人体的主循环系统。
- 图 16 为一示意图，表示人体微循环系统的动脉和静脉分支。
- 图 17 为一流程图，表示在该装置中执行的中断处理程序（1）。
- 图 18 为一流程图，表示在该装置中执行的中断处理程序（2）。
- 5 图 19 为一示意图，表示该装置显示的一个实例。
- 图 20 为一示意图，表示该装置显示的一个实例。
- 图 21 为一示意图，表示该装置显示的一个实例。
- 图 22 为一示意图，表示该装置显示的一个实例。
- 图 23 为一流程图，表示在该装置中执行的中断处理程序（3）。
- 10 图 24 为一流程图，表示在该装置中执行的中断处理程序（4）。
- 图 25A 为根据另一个实施例构成的装置的外部结构的底视图；图 25B 为其平面视图。
- 图 26 为一示意图，表示在另一个实施例中该装置的固定状态。
- 图 27A 为根据另一个实施例构成的脉波检测器结构的侧视图；图 27B 15 表示该脉波检测器的固定状态。
- 图 28 为一方块图，表示对脉波信号进行子波转换的结构。
- 图 29 为一方块图，表示子波转换器的结构。
- 图 30A 为一示意图，表示典型的脉波波形的一次波动分量；图 30B 中的表表示经过校正的脉波数据；图 30C 为用特定数值表示的一个实例。
- 20 图 31 为一示意图，用于表示上臂和髋关节处可以安放压力传感器和温度传感器的各个位置。
- 图 32 为一示意图，表示当该装置做成一个项链时的外观结构。
- 图 33 为一示意图，表示压力传感器和温度传感器安放在颈动脉时的设 25 置状态。
- 图 34 表示当该装置做成一副眼睛时的外观。
- 图 35 表示当该装置做成一张袖珍卡片时的外观。
- 图 36A 表示当该装置做成一个计步器时的外观；图 36B 表示其安放状 30 态。
- 图 37 为表示受验者体内温度随时间变化时的该装置的一个显示实例。
- 图 38 表示心电图中心搏波形与根据该波形获得的 RR 期间的相互关 35 系。
- 图 39A 表示体现血压变化的波形；图 39B 表示对于血压变化的波谱分

析结果。

图 40 表示该装置显示的一个实例。

图 41 表示对脉波波形的频谱分析结果。

图 42 表示心搏率相对于环境温度变化而产生的变化。

实现本发明的最佳方式

5

现在介绍本发明的优选实施例。

<1：计算热量消耗的理论基础>

现在解释第一实施例的理论基础。一般来说，脉搏率与摄氧量之间呈曲线相互关系，如图 10A 中实线所示。

10 关于摄氧量与热量消耗之间的相互关系，即使始终使用每升氧 4.85 千卡的系数（诸如在 Employees' Pension Plan Hospital Annual Report No.17,1990 中第 206 页“Calculation of daily energy expenditure by diary profile of heart-rate”中所公开的数据），也不会产生太大的误差。因此，如果已知单位时间的脉搏率（搏动/分），则通过对照该图中所示的相互关系可以获得摄氧量。如果用前述的系数值乘以这个量，则可以计算出每单 15 位时间的热量消耗。换句话说，图中所示的相互关系实际上表示了脉搏率与热量消耗之间的相互关系。

20 接着，通过预先测量每个受验者确定出图 10A 所示的相互关系。可以提供一种设计，使这样获得的相互关系以例如表格的形式存储起来。但是，考虑到当脉搏率低时摄氧量的变化较小、而当脉搏率高时摄氧量的变化较大的事实，还可以接受这样的一种设计，其中将上述相互关系区分为“静止状态”相互关系和“活动状态”关系，并且利用线性回归公式表示各个关系。

25 也可以使用在 Hirosaki Medicine Journal 40(1):60-69,1988，“Study on estimating energy expenditure by heart rate”中公开的方法作为获得受验者的脉搏率与摄氧量相互关系的方法。就是说，在基础代谢过程中（例如在睡眠过程中）的摄氧量可以采用普通方法即应用 Douglas 袋测量，而当受验者处于静止或正在运动时可以使用一种市售的呼吸分析仪或类似仪器 30 进行测量。此外，当在受验者完成一定量运动之后进行测量时，可以等待受验者的脉搏率和摄氧量稳定之后，再利用脚踏车或类似器械逐渐增加运动量。

按照这种方法，可以预先测得受验者的热量消耗与脉搏率之间的相互关

系。具体地说，当使用“静止状态”和“活动状态”线性回归公式时，每个回归公式的信息（回归线的斜率、y-截距等）是预先确定的。

另外，关于呈曲线关系的相互关系的回归公式可能是复杂的，或者即使变成表格形式也需要非常大的存储空间。考虑到这些缺陷，本实施例结合了5一种采用“静止状态”和“活动状态”线性回归公式的设计。但是，本发明并不局限于此，而是可以应用呈曲线关系的相互关系。

然而，已知脉搏率会由于各种因素（例如紧张或诸如此类）而上升。所以，如果采用根据所检测的脉搏率适当选择回归公式的设计，则无法确定脉搏率的上升是由于受验者运动所致还是意外之外的因素（如压力）所致。10因此，可能会错误地计算热量消耗。

因此，作为一个总的原则，当受验者处于静止状态时本实施例采用一个“静止状态”回归公式，而当受验者处于活动状态时采用“活动状态”回归公式。但是，如果即使在受验者处于静止状态时脉搏率和体温仍然很高，则可能是受验者刚刚结束运动，或者处于生病状态。由于这个原因，作为15本实施例的一个例外，当受验者的脉搏率和体温很高时，即使这时受验者处于静止状态，也使用“活动状态”回归公式。

通过根据受验者处于静止或活动状态选择回归公式，并在该回归公式中代入脉搏率值，可以非常准确地计算出每单位时间的热量消耗。

另一方面，生理状态（例如体温和脉搏率）不仅在一天中随时间变化，而且还在较长的时期里（例如一个月或一年）随时间变化。比较这些变化发现，一天中的变化（下文中称之为“日变化”）从一个标准值开始，又回到该标准值。一个月或一年中的变化（下文中称之为“月变化”或“年变化”）是标准值本身逐日变化。

下面以直肠温度（体温）的年变化为例解释生理状态的年周期变化。图25 11A-11D 表示多个受验者的直肠温度，分别在春天、夏天、秋天和冬天里的一天中的变化。从这些图中可以清楚地看到，人类的直肠温度（体温）及其标准值在一年中是不断变化的。可以认为脉搏率是相同的，但是可以看出其标准值在一年中也是有变化的。

然而，图 10A 中所示受验者在基础代谢状态时的脉搏率为获得相互关系的值，即为限定于特定时期的值。因此，将这个值设定为相互关系的基础没有考虑到月变化和年变化这一类变化量，于是在计算热量消耗时会产生误差。

所以，在本实施例中，在连续测量受验者的体内温度之后指定基础代谢状态，获得其脉搏率，并在将其与受验者生理状态的逐月和逐年变化拟合之后对所得相互关系进行校正。换句话说，本实施例提供这样一种设计，其中通过将各个线性回归公式中的信息参数与受验者生理状态的逐月和逐年变化拟合而对其进行校正。

5 通过这样将脉搏率的周期变化考虑在内，就能够非常精确地计算热量消耗。

<2：实施例>

现在借助于上述的理论基础，介绍根据本发明的实施例构成的热量消耗
10 测量装置。

<2-1：功能结构>

现在介绍根据本发明构成的热量消耗测量装置的功能结构。图1为表示其功能结构的方块图。

15 在该图中，身体运动检测器101是一个用于在受验者运动时检测身体运动的传感器。它可以由例如一个加速度传感器构成。从该身体运动检测器101输出的身体运动信号由一个A/D转换器102转换成数字信号。FFT(快速傅里叶变换)处理器103按照特定的时间间隔提取已经转换成数字信号的身体运动信号，并进行FFT处理。身体运动判定单元104根据FFT处理结果判定受验者是处于静止状态还是处于活动状态(运动状态)。判定方法可以采用这样一种方法，其根据频率分量的最大幅值是否超过一个阈值作出判定，当判定结果为负值时判定受验者处于静止状态，或者当判定
20 结果为正值时判定受验者处于活动状态。

脉波检测器111是一个检测受验者脉波的传感器。从脉波检测器111输出的脉波信号由模数(A/D)转换器112转换成数字信号。然后FFT(快速傅里叶变换)处理器113按照特定的时间间隔提取已经转换成数字信号的脉波信号，并进行FFT处理。再利用脉搏率计算器114根据经过FFT处理的脉波信号确定脉搏率。应指出脉搏率计算器114可以通过确定所提取的脉波波形峰值间距并提取其波谷间距来计算脉搏率。下面将对此进行解释。此外，在本实施例中，需要获知心搏率，即心脏每单位时间的搏动次数。但是，由于心搏率等于脉搏率，所以可以使用用于确定脉搏率的设计。因此，可以使用这样一种设计，其中通过检测心电图直接获得心搏率。尽管从医学角度来看，脉搏率与心搏率之间存在差异，但是在本发明中没

有必要区分它们。因而，在下文中，心搏率和脉搏率都被称为“脉搏率”。

接下来，体温检测器 121 根据下述的原理和设计测量受验者的体内温度（或者与体内温度足够接近的体温）。体温检测器 121 输出一个对应于所测得的温度值的模拟信号作为体温信号。从体温检测器 121 输出的体温信号由 A/D 转换器 122 转换成数字信号并输出。

体内温度在确定受验者的基础代谢状态时是有用的。但是，它可能与一般所述的体温（例如在口腔或在腋下测得的温度）不同，后者与外界温度、身体表面汗液蒸发或类似因素有关。本实施例应用这样一种设计，其在计算热量消耗时，是在考虑了运动、体温以及脉搏率之后选择适合的回归公式。但是，在这种情况下，所采用的体温是一般的体温。因此，当使用利用体温检测器 121 测得的体内温度作为普通体温时，必须作某些修正。为了进行修正，必须预先将体内温度与普通体温之间的关系制成表格，并存储在例如 RAM203 中，并且在将所测得的体内温度转换成普通体温之后再使用。

其后，基础代谢状态确定单元 131 利用下面将要介绍的方法，根据经过 FFT 处理的脉波信号确定受验者的基础代谢状态，并输出对应于这个状态的脉搏率。

受验者信息记录单元 141 记录受验者的体重、身高、性别和年龄，这些信息通过转换开关 Sw1、Sw2 和下面将要介绍的一个外部设备设定。

基础代谢计算器 142 存储图 12 所示的表格（每单位体表面积的基础代谢标准值，卫生部公布，1969 年），并通过进行下述的计算确定受验者的基础代谢状态。

亦即，基础代谢计算单元 142 首先根据存储在受验者信息记录单元 141 中的体重 W[千克]和身高 H[厘米]，利用下式确定身体表面积 A[平方米]。

$$\text{身体表面积 } BSA = \text{体重 } W^{0.425} \times \text{身高 } H^{0.72} \times 7.184 \times 10^{-3}$$

例如，日本 24 岁男性的平均身高为 1.65[米²]，而日本 24 岁女性的平均身高为 1.44[米²]。

其次，基础代谢计算单元 142 参照前述表格确定相应于存储在受验者信息记录单元 141 中的受验者年龄和性别的基础代谢标准值。例如，在受验者为 24 岁的日本女性情况下，基础代谢标准值确定为 34.3[千卡/平方米/小时]。

第三，基础代谢计算单元 142 根据下式计算受验者的基础代谢。

$$\text{基础代谢[千卡/小时]} = \text{身体表面面积 BSA} \times \text{基础代谢标准值}$$

现在重新回到对图 1 的介绍上来。相互关系记录单元 151 存储热量消耗与从受验者获得的脉搏率之间的相互关系，并且输出这个信息。在这个实施例中，相互关系记录单元 151 存储相应于静止状态和活动状态（参见图 10A）的两种回归公式，并且输出与回归公式选择单元 153 选择的回归公式有关的信息。存储在相互关系记录单元 151 中的相互关系通过转换开关 Sw1、Sw2、一个外部设备或类似装置输入，这在下文中予以介绍。

相互关系校正单元 152 根据在由基础代谢状态确定单元 131 确定的受验者基础代谢状态下的脉搏率和由基础代谢计算单元 142 确定的受验者基础代谢，校正存储在相互关系记录单元 151 中的相互关系。

具体地说，对于存储在相互关系记录单元 151 中的相互关系，相互关系校正单元 152 将表示基础代谢状态的未经校正的标准点 P 向根据在受验者的具体基础代谢状态下的脉搏率和受验者的基础代谢确定的标准点 P' 平移。其次，相互关系校正单元 152 将存储在相互关系记录单元 151 中的相互关系改写为平移之后的相互关系。结果，存储在相互关系记录单元 151 中的相互关系被校正为与受验者生理状态逐月和逐年变化适配。于是，在这个实施例中，更新了每个线性回归公式中所用的信息。

图 10B 表示仅仅沿 X 方向的平移。但是，如果年龄、身高或体重发生变化，则基础代谢也自然会改变。在这种情况下，还通过沿 Y 方向的平移进行校正。

回归公式选择单元 153 首先例如通过比较体温和阈值确定体温的高值和低值。其次，回归公式选择单元 153 通过将脉搏率与其阈值比较确定高脉搏率值和低脉搏率值。第三，回归公式选择单元 153 选择能够应用于这些高值和低值以及身体运动或不运动的组合状况的回归公式。具体地说，回归公式选择单元 153 在下述的状况（1）和（2）选择“活动状态”回归公式，而在状况（3）和（4）选择“静止状态”的回归公式。

身体运动 …… (1)

身体不运动，脉搏率高，体温高 …… (2)

身体不运动，脉搏率高，体温低 …… (3)

身体不运动，脉搏率低 …… (4)

应当指出，这里所使用的体温指的是普通体温，如上所述。

上列状况（2）是为当受验者的身体处于生病状态或者当受验者刚刚停止运动时的例外情况提供的，在这种状况下使用“活动状态”回归公式。状况（3），即受验者的脉搏率高、身体没有运动、体温低的状况被认为是由于心理因素造成的，因而使用“静止状态”回归公式。因此，本实施例与常规的技术相比，能够更加精确地计算热量消耗，后者只是简单地利用脉搏率的高值和低值选择回归公式。

在将相互关系分成“静止状态”和“活动状态”相互关系时，如在本实施例中所作的那样，需要根据受验者的状态选择回归公式。由于这个理由，提供了一个区域OP1。但是，如果应用曲线回归公式或表格，则不需要这10种结构。

接着，摄氧量计算器161将从脉搏率计算器114得到的脉搏率应用于存储在相互关系记录单元151中的相互关系，并确定实际的摄氧量。在这个实施例中，是在应用了由回归公式选择单元153选择的回归公式之后确定15摄氧量的。热量消耗计算器162将所得的摄氧量乘以系数4.85[千卡/升]，计算出每单位时间的热量消耗。

记录单元163连续存储计算出的热量消耗值。报告单元164根据计算出的热量消耗和记录单元的存储内容作出报告。

控制器170控制所有部分的操作。

<2-1-1：测量体内温度的原理>

现在介绍在本实施例中测量体温的原理。本发明人使用孔径约为5毫米的辐射温度计进行实验，测量桡动脉区域周围的温度分布。基本位于桡动脉之上的部位的温度刚好比周围区域高1℃，从而测得接近正常的体温。现在介绍本发明人所进行的实验的细节和结果。

图13表示进行测量部位的外部视图。温度测量沿与桡动脉/尺骨动脉交叉的一条虚拟线进行，每次从桡骨茎突起向心脏移动10毫米。如图14A25和图14B所示，测量点沿这条线彼此间隔5毫米。在每个点的温度测量结果表示在该图中。图14A表示当手臂干燥时的实验结果，而图14B表示在将测量部位浸水一次之后进行温度测量所得实验结果。如这些实验结果所清楚表示的，桡动脉和尺骨动脉以上部位的温度都高于周围区域的温度，30这些值较为接近体内温度。此外，在浸水之后，位于桡动脉之上部位的温度与其周围区域温度的差异显现得更加清楚。具体地说，在桡动脉之上部位测量的温度不受浸水的影响，而是与手臂干燥时几乎相同。

从医学角度来看，这种现象可以解释为桡动脉和其它动脉中有血液存在，它们形成一个热源。所以，刚好位于动脉之上的表面皮肤温度，与其周围区域的温度相比，可以被视为足够接近体内温度。此外，在刚好位于桡动脉之上部位可以测得脉搏率，桡动脉伴随着血液从心脏中流出而产生快速的时间响应。所以，通过寻找产生脉搏率的区域，并在此位置测量温度，就能够得到足够接近体内温度的体温。

从解剖学的观点来看，任何适合于作为脉搏率检测位置的区域，都是刚好位于不是特别细小的动脉（例如主动脉、中等动脉和小动脉）之上的。例如，桡动脉可以视为沿中等动脉的测量位置的情况，而手指干则属于小动脉的情况。

“主循环系统”指的是按照它们在躯体上的位置命名的血液流通路径，这个系统将血液从心脏分配到人体的各个部分，和使血液从这些部分返回心脏。图 15 用于解释主循环系统的结构。相反，微循环系统指的是包括极细微血管的循环单元，它们提供体液与组织、其中的毛细淋巴管和间质组织及其周围的实际组织之间的交换。如图 16 所示，在微循环系统中，微动脉分支成动脉系统末端的毛细血管网络，然后再汇集形成与静脉相连的微静脉。

因此，即使当在桡动脉或其它周边区域测量体温时，也有可能测得接近体内温度的体温，甚至在测量位置浸水之后也能具有极高的精确度，但是要求测量位置处于正常状态，而不是处于某些非正常环境中（例如长时间浸泡在水中）。例如，当应用于检测一个人睡眠时体温的变化时，根据上述的测量原理可以毫无问题地测量体温。

假定上述的原理是正确的，本发明通过将一个温度传感器和压力传感器设置在受验者桡动脉之上测量足够接近受验者的体内温度体温，并将在这个位置所测得的温度作为受验者的体温。

测量体内温度的常规方法是在直肠中、舌下或腋窝下测量。但是，目前这些装置都包括桌面仪表，同时在这些位置获得的测量结果只是对应于一个时间点。此外，这些装置通常较大，从而不可能以便携方式携带它们和连续地测量体温。

相反，本实施例能够相对简单地测量足够接近体内温度的体温。因此，在本实施例中测得的足够接近受验者体内温度的体温不仅在计算热量消耗时是有用的，而且从临床医学的角度来说，这个温度值本身也是意义重大

的。

所以，能够向受验者或者第三者报告所测得的体内温度本身或者其处理结果的设计也是意义重大的。下面介绍这种设计。

<2-1-2：基础代谢状态的确定>

5 下面解释由本实施例的基础代谢状态确定单元 131 所进行的受验者基础代谢状态的确定过程。

首先，基础代谢状态确定单元 131 在确定受验者的基础代谢状态时必须要在一段镇静期里进行。这段镇静期是指一天中生理状态最接近基础代谢的时间段。通常，这应当是在深度睡眠过程中，并且除去快速眼动（REM）
10 睡眠或清醒之前的时间。所以，在这个实施例中，首先确定深度睡眠间期。处于深度睡眠中的身体移动强度（加速度量值）显然小于处于快速眼动睡眠或睡醒前。所以，可以将根据身体运动信号获知的加速度量值低于一个阈值的时间间期确定为深度睡眠间期。

此外，这类深度睡眠间期通常大大长于待确定的镇静期。如上所述，生理状态逐日循环变化，使得只能够在很短的时间期间中获得所要的标准值。所以，当将镇静期取为与深度睡眠期间量级相当的一段长时间时，则在这一期间内取得的代表值可以大大不同于标准值。换句话说，镇静期应当通过确定深度睡眠期间更加精确地确定。因此，在本实施例中，通过监测体温的变化获得足够短的镇静期。
15

一般来说，体温在一天里是随时间变化的，其变化曲线向下偏移或者向上偏移以适配基础代谢状态。因此，在本实施例中，测得在进行测量期间体温的变化曲线。当在曲线的回折点中获得最小值的回折点是处于深度睡眠期间中时，则在该回折点周围的特定时间间期被规定为镇静期。体温变化曲线可以使用常规方法（例如，最小二乘法）获得，以便确定能够最接近在特定时间期间输入的体温和每次输入所限定的各个点的曲线拟合公式。
20
25

应当指出，不考虑深度睡眠间期，但是将体温变化曲线上获得最小值的回折点周围的特定时间期间规定为镇静期也是可以的。然而，由于使用状态或者受验者生物节律的不同，获得最小值的回折点可能出现在深度睡眠间期以外，本实施例同时应用深度睡眠间期和体温曲线。此外，如果将用于确定深度睡眠间期的、作为标准值的阈值设定得足够小，使得深度睡眠间期足够短，则有可能使用该深度睡眠间期作为镇静期。
30

另外，如果检测在按照这种方式确定的镇静期里获得的生理信息，可以发现这些生理信息正是生理状态逐月变化和逐年变化的标准值。如在体内温度的情况，这种生理信息不仅对于计算热量消耗是有用的，而且其本身就是意义重大的。

5 所以，能够报告受验者或者第三者在镇静期获得的生理信息或其处理结果的一种设计自然也是意义重大的。下面介绍这种设计。

<2-2：电子结构>

接下来，介绍实现图 1 所示功能结构的电子结构。图 2 为表示这种电子结构的方块图。

10 CPU201 通过总线 B 控制各个部分，并且根据存储在 ROM202 中的基本程序执行各种处理和计算程序。CPU201 对应于 FFT 处理器 103、113、身体运动判定单元 104、脉搏率计算器 114、基础代谢状态确定单元 131、基础代谢校正单元 142、相互关系校正单元 152、回归公式选择单元 153、摄氧量计算器 161、热量消耗计算器 162、和控制器 170。

15 RAM（随机存取存储器）203 存储下面将要介绍的各个传感器所测得的数值和计算结果。当 CPU201 执行计算功能时，它相当于运算部分，对于期望值，它被作为一个存储部分，并且对应于图 1 所示的受验者信息记录单元 141、相互关系记录单元 151 和记录单元 163。

20 转换接口 204 检测转换开关 Sw1 和 Sw2 的操作状态，并通知 CPU201 执行该操作。这些转换开关可以设置在一种便携装置（例如手表）上。转换开关 Sw1 用于指示热量消耗测量的开始或停止。转换开关 Sw2 用于选择各种功能（模式）。

25 显示器 205 以与转换开关 Sw1、Sw2 相同的方式设置在一种便携装置（例如一个手表）上。它在 CPU201 的控制下显示各种信息，它是由例如一块 LCD（液晶显示板）构成的。报警器 206 在 CPU 的控制下发出报警声，以报告受验者各种状态的变化。显示器 205 和报警器 206 对应于图 1 中所示的报告单元 164。此外，I/O 接口 207 具有一个 LED（发光二极管）和一个光电晶体管，用于向一个外部设备传输和从中接收信息。

30 时钟电路 208 具有普通手表的功能以及通过向 CPU201 以预先确定的时间间隔发送中断信号执行各种中断处理的功能。因此，CPU201 可以从时钟电路 208 中读取当前时间。

身体运动传感器接口 209 按照规定的间隔从身体运动检测器 101 中采样

身体运动信号，并在将身体运动信号转换成数字信号之后输出。身体运动传感器接口 209 对应于图 1 所示的 A/D 转换开关 102。

5 压力传感器 Ps1~Ps6 为用于测量受验者桡动脉周围脉压的传感器。它们将对应于该区域脉压的模拟电信号作为脉波信号输出，并且共同对应于脉波检测器 111。压力传感器接口 210 以规定的时间间隔从压力传感器 Ps1~Ps6 采样脉波信号，并在将脉波信号转换成数字信号之后输出。它对应于图 1 所示的 A/D 转换器 112。

10 温度传感器 Ts1~Ts6 围绕压力传感器 Ps1~Ps6 设置，分别测量桡动脉周围皮肤表面的温度。将对应于温度测量值的模拟电信号作为体温信号输出。温度传感器 Ts1~Ts6 共同对应于图 1 所示的体温检测器 121。温度传感器接口 211 按照规定的时间间隔从温度传感器 Ts1~Ts6 中采样体温信号，并在将它们转换成数字信号之后输出。它对应于图 1 所示的 A/D 转换器 122。从转换效率角度来看，使用热电偶温度传感器是比较可取的。但是，15 也可以使用那些应用诸如反向电流的温度特性的温度传感器，例如热敏元件，比如热电耦、热敏电阻、二极管、晶体管、或者类似元件。

<2-3：外部结构>

按照这种方式，本发明结合应用了压力传感器 Ps1~Ps6 和温度传感器 Ts1~Ts6。现在参照图 3 介绍该装置的外部结构。

20 图 3A 为根据该实施例构成的热量消耗测量装置的底视图。转换开关 Sw1 和 Sw2 设置在设计成手表形式的装置主体 300 的侧面。压力传感器 Ps1~Ps6 和温度传感器 Ts1~Ts6 沿表带 301 的纵向排列成一行。

25 更具体地说，压力传感器 Psi ($i=1\sim 6$) 和温度传感器 Ts i ($i=1\sim 6$) 沿表带 301 宽度方向设置。这些压力传感器 Psi 和温度传感器 Ts i 成对设置。表带 301 缠绕在受验者的手腕上，与桡动脉经过的皮肤表面紧密接触。

图 3B 为根据本实施例构成的热量消耗测量装置的平面视图。显示器 205 设置在该装置上表面。在装置主体 300 上设置有一个用作发射元件的一个 LED (发光二极管) 和用作接收元件的一个光电晶体管，用于与下面将要介绍的一个外部设备进行光信号传输 (图中没有示出 LED (发光二极管) 和光电晶体管)。

30 <2-4：温度传感器和压力传感器的详细结构>

现在解释温度传感器和压力传感器的具体结构。下面讨论的传感器是由本发明人开发的一种传感器，相应于在日本专利申请待公开平 6-10144 (发

明名称：压力传感器和应用所述传感器的压力振动检测装置及脉波检测装置）中公开的压力传感器。

图 4 表示根据本发明构成的温度和压力传感器的结构。图 4A 为将压力传感器剖面表示的局部剖透视图；图 4B 为压力传感器的透明剖面透视图。在这些附图中所示的传感器对应于例如由图 2 和图 3 所示的压力传感器 Ps1 和温度传感器 Ts1 构成的一对传感器。

在图 4A 和 4B 中，压力传感器 60 是由压敏元件 S1~S4 和半球形弹性橡胶体 61 构成的。弹性橡胶体 61 的形状在下文叙述中被认为是理想的半球形。压敏元件 S1~S4 设置在弹性橡胶体 61 的下表面 L 上，并且分别输出正比于所测得压力的检测信号电压 V1~V4。如果弹性橡胶体 61 的半径为 r，下表面 L 的中心作为原点 (0,0)，并且 $r > a > 0$ ，则这些压敏元件 S1~S4 的检测位置 Q1~Q4 的 (x,y) 坐标分别为 (a,0)、(0,a)、(-a,0)、(0,-a)。亦即，压敏元件 S1~S4 检测压力位置处的坐标在下表面 L 的 x 和 y 轴上，并且与原点分开等距离 a。

温度传感器 62 由热电偶构成，设置在下表面 L 的中心（即原点）。与热电偶引线相连的导线 80、81 联接到图 2 所示的温度传感器接口 211。如图 4A 或 4B 所示，如果温度传感器 62 与压敏元件 S1~S4 设置在同一平面中，则当测量体温时可以实现对动脉之上组织温度的精确测量。此外，可取的是，将温度传感器 62 在下表面 L 上占据的面积设计为小于各个压敏元件 S1~S4 在下表面 L 上所占的面积。因此，如果温度传感器 62 所占面积较小，则可以使热电转换效率提高相应量。

接下来，参照图 5，以压敏元件 S1 作为一个实例解释压敏元件与弹性橡胶体 61 之间的接合。如该图所示，利用具有弹性的胶层 64 将半导体基片 63 粘接到弹性橡胶体 61 下表面 L 上。此外，在检测位置 Q1 检测压力的压敏元件 S1 与向着检测位置开口的空腔 65₁ 一起形成在半导体基片 63 中。压敏元件 S1 是由厚度为 20 至 30 微米、用作一个膜片的薄片元件 66₁ 和形成在该薄片元件 66₁ 表面上的形变计 67₁ 构成的。

压敏元件 S1 是利用已知的半导体蚀刻技术制成的。特别是，形变计 67₁ 由压敏电阻元件 (p-型电阻层) 构成，这种压敏电阻元件是利用杂质 (即，硼等) 选择扩散技术制成的。当这种类型的形变计 67₁ 发生弯曲时，其电阻值响应形变而变化。

类似地，压敏元件 S2~S4 形成在半导体基片 63 上面，其电阻值分别正

比于检测位置 Q2~Q4 的压力变化。

当在具有上述结构的压力传感器 60 的弹性橡胶体 61 的半球形表面上产生压力振动时，其以弹性波的形式通过该弹性橡胶体 61 传播，并且变成检测位置 Q1 处的微振动，引起空腔 65.1 内压力的改变。在这种情况下，形变计 67.1 在空腔 65.1 内部压力与由向外部环境敞开的开口 68.1 引入的外部压力之间的压力差作用下发生弯曲。结果，其电阻值响应于该压力振动而改变。用于连接外部电路的铝电极（未示出）设置在形变计 67.1~67.4 的各自端部。这些电极可以借助于下述的电路分别在电阻和电压之间转换，其电压输出为正比于检测位置 Q1~Q4 处压力的检测电压 V1~V4。

下面，参照图 6 解释压敏元件 S1~S4 与其偏置电路之间的电连接方式。在该图中，形变计 67.1 至 67.4 都表示为等效的可变电阻器。如该图所示，对于压敏元件 S1~S4 的各个形变计 67.1 至 67.4 串联连接，在它们的端部分别设置有输出端口 69，…，69。形变计 67.1 至 67.4 串联组合的两端与偏置电路 70 相连。

偏置电路 70 由恒流电路 71、开关 72 和开关电路 73 构成，开关 72 闭合和断开输出信号与恒流电路 71 之间的通路，当控制信号 T 为高电平时，开关电路 73 闭合开关 72。该装置设计成，当控制信号 T 为高电平时，恒流电路 71 的输出信号施加到形变计 67.1 至 67.4 上。形变计的电阻值如上所述响应弯曲程度而改变，从而当相同的恒值电流流经每个形变计 67.1 至 67.4 时，输出端 69，…69 之间的电压 V1~V4 正比于在检测位置 Q1~Q4 测得的压力，并且相对地指示压力的大小。

如图 7 所示的一个实施例也可以作为用于实现在弹性橡胶体 61 中设置温度传感器的另一个实例。该实施例应用一个热电偶阵列作为温度传感器 62。在弹性橡胶体 61 中有一个圆形开口 81，同时通过弹性橡胶体 61 冲出圆柱体形波导孔 82，其具有作为中心轴的一根穿过温度传感器 62 的导线。结果，温度传感器 62 接收从位于弹性橡胶体 61 对面的身体辐射的能量，并测量温度。所述圆柱体形波导孔 82 的直径大约为温度传感器 62 的两倍。作为图 7 所示实施例的一种变形，还可以考虑这样一种设计，其中沿波导孔 82 设置采集光能的一个光学装置，例如一个透镜系统。

下面，解释利用压力传感器 60 测量脉波的原理。应当指出，下文中所讨论的动脉均经过皮肤表面。如图 8 所示，弹性橡胶体 61 的半球形侧面压入动脉 75 附近。由于动脉 75 产生的压力振动波（即脉波）的作用，在弹

性橡胶体 61 的半球形表面上的 Pn 点产生振动。在讨论中，假定 Pn 点是振动中心。振动通过弹性橡胶体 61 传播，被压敏元件 S1~S4 检测到，作为指示脉波的、具有电信号（即电压 V1~V4）的检测信号，并输出。应指出，在图 8 中，数字 76 指示手臂的皮下组织。

5 图 2 所示的压力传感器接口 210 采样由压敏元件 S1~S4 检测的电压 V1~V4，进行 A/D（模/数）转换，并将经过转换的电压传送到总线 B。在这里的解释中，四个电压信号 V1~V4 经过 A/D 转换，但是，也可以转换任意数量的电压信号。CPU201 选择这些电压中的最大者，对其中的一个进行 A/D 转换。

10 <2-5：外部设备>

下面，参照附图 9 介绍用于向本发明装置传送和从中接收信息的外部设备。如该图所示，外部设备由一个设备主体 600、显示器 601、键盘 602、打印机 603 及类似装置构成。除了以下几点，它相当于一部个人电脑。

15 就是说，设备主体 600 内部包括由一个发射控制器和一个接收控制器构成的一个光学接口，它在图中没有示出，用于通过光信号发送和接收数据。发射控制器具有用于发送光信号的发光二极管（LED）604，接收控制器具有用于接收光信号的光电晶体管 605。该设备应用的发光二极管 604 和光电晶体管 605 的特性与热量消耗测量装置的装置主体 300 中应用的发光二极管和光电晶体管的特性相同或非常接近。优选是应用例如近红外光（中心波长为 940nm）的装置。当采用使用近红外光的装置时，在设备主体 600 的前表面上设置一个用于阻断可见光的可见光截止滤光器，构成用于发射光通讯信号的透射窗。

20 相应信息通过光通讯在如上所述的一种外部设备与热量消耗测量装置的装置主体 300 之间发送和接收。有关发送和接收信息的详细内容与该装置的操作一起介绍。

25 尽管本发明通过光通讯手段执行通讯功能，但是各种其它方式也可以考虑，诸如利用电波的无线通讯或通过电缆的有线通讯。

<2-6：操作>

现在介绍根据本发明构成的热量消耗测量装置的操作。

30 装置主体 300 具有手表的结构，所以，除了用于测量热量消耗的功能以外，还具有手表的功能。但是，由于手表功能与本发明无关，以下的讨论将主要针对与热量消耗测量相关的功能。

首先，受验者可以在任何可能的时间戴上装置主体 300，这是很方便的，当需要知道热量消耗时，按下转换开关 Sw1。CPU201 通过转换接口 204 识别按压信号，接着通过压力传感器接口 210 从压力传感器 Ps1~Ps6 中读取脉波信号，并将它们存储在 RAM203 中。

一旦完成数据读取程序，CPU201 从六个压力测量值中选择最大值，并确定测得最大脉压值的压力传感器。之后，应用所确定的压力传感器及其匹配的温度传感器进行测量。

<2-6-1：基础代谢状态的确定>

接下来，介绍在本实施例中确定基础代谢状态的操作过程。应当指出，以下的程序假定受验者的体重、身高、性别、年龄和相互关系（各个线性回归公式的信息）已经预先利用 Sw1、Sw2（或外部设备）预设在 RAM201 中（即，受验者信息记录单元 141 和相互关系记录单元 151）。校正工作是每天在已经预设的测量间期（即，受验者状态接近他的基础代谢状态的间期）中进行的。

首先，当根据时钟电路确定的当前时间指示出已经到开始测量的时间时，CPU201 通过身体运动传感器接口 209 从身体运动检测器 101 连续地输入身体运动信号。在本实施例中，测量开始时间的起始值 S 和测量结束时间 E 分别设定为 2:00 和 6:00，并且已经预先存储在 ROM202 中。这是因为，在受验者为健康人的情况下，镇静状态在 2:00 到 6:00 期间达到，在这个时段内活动代谢减少，大部分生理数据如体温、血压、脉搏率及此类数据的日变化都是已知的。

根据在测量间期输入的身体运动信号，CPU201 检测受验者身体移动加速度低于阈值的时刻和在前述时刻之后第一次超过该阈值的时刻，并且将这两个时间点之间的时间间期确定为深度睡眠间期。

接着，在所确定的深度睡眠间期内，CPU201 以规定的时间间隔通过温度传感器接口 211 从体温检测器 121 输入体温信号，并将所得的体温与输入时间相结合写入 RAM203 中。与这个操作同时，CPU201 通过在所确定的深度睡眠间期内以规定的时间间隔经由压力传感器接口 210 从脉波检测器 111 输入脉波信号来确定脉搏率，并将这些结果与输入时间相结合存储到 RAM203 中。

可以预先建立输入时间与 RAM203 的地址之间的关联，然后各种数据写入与输入时间相应的地址中，或者除了初始测量数据以外，将数据表示

为与恰好前一个数据之间的差值形式。因而，能够减少存储在 RAM203 中的数据量。

如果深度睡眠间期不是足够长，即，如果深度睡眠间期不满足镇静期所要求的持续长度，则 CPU201 擦除在前一个深度睡眠间期中写入 RAM203 中的数据，并且继续处理以检测深度睡眠间期。
5

接着，如果由时钟电路 208 检测的当前时间达到进行测量的时间，则 CPU201 根据存储在 RAM203 中的体温来判定曲线。其次，CPU201 确定曲线上所有回折点中最小的回折点。第三，如果这些回折点处于深度睡眠间期内，则 CPU201 将中心点在该回折点的时钟时间（测得的时钟时间）
10 的一段时间作为镇静期，并读取对应于这个时间的脉搏率作为从 RAM203 取得的标准值。在这种情况下，还可以求得在所确定的镇静期内测得的脉搏率的平均值作为标准值。这样，就获得了受验者处于（或接近）他的基础代谢状态时的脉搏率。
15

CPU201 按照上述的方法，根据作为标准值的脉搏率和受验者的基础代谢（参见图 10B）校正存储在 RAM201 中的回归公式的信息。
20

如果不能够确定一个足够长的深度睡眠间期，则当获得最小值的回折点不在深度睡眠间期内时，或者当由于不能获得具有最小值的回折点而不能确定镇静期时，可取的是提供一种设计，其中 CPU201 在显示器 205 上提示这种情况的出现，并且不对回归公式信息进行校正。
25

<2-7-1：热量消耗的计算>

现在介绍利用热量消耗测量装置计算热量消耗的具体操作。这种计算操作是通过以单位时间间隔（例如一分钟的固定时间间隔）执行图 17 所示的中断处理程序（1）进行的。CPU201 根据来自时钟电路 208 的中断信号执行中断处理程序（1）。

首先，在步骤 Sa1，CPU201 通过压力传感器接口 210 从脉波检测器 111 输入脉波信号，并确定脉搏率。
30

接着，在步骤 Sa2，CPU201 通过身体运动传感器接口 209 从身体运动检测器 101 输入身体运动信号，并通过判断身体运动存在与否来决定受验者是否处于活动状态。

如果受验者处于静止状态，则在步骤 Sa3，CPU201 判定所得的脉搏率是否超过阈值。如果脉搏率超过阈值，则在步骤 Sa4，CPU201 通过温度传感器接口 211 从体温检测器 111 输入体温信号，并判定受验者的体温是

否超过阈值。

如果在步骤 Sa2 的判断结果为“是”，则对应于上述的状况（1）。如果在步骤 Sa4 的判断结果为“是”，则对应于上述的状况（2）。所以，在步骤 Sa5，CPU201 选择“活动状态”回归公式。

5 另一方面，如果在步骤 Sa3 的判断结果为“否”，则对应于上述的状况（4）。如果在步骤 Sa4 的判断结果为“否”，则对应于上述状况（3）。所以，在步骤 Sa6，CPU201 选择“静止状态”回归公式。

接着，在步骤 Sa7，CPU201 通过将前面确定的脉搏率代入所选择的回归公式求出摄氧量，将这个结果乘以一个系数，计算出单位时间的热量消耗。在步骤 Sa8，CPU201 在显示器 205 上显示计算出的热量消耗，并将数据按照时间顺序存储在 RAM203 中。

所以，通过执行这种类型的中断处理程序（1），在显示器 205 上显示每单位时间的热量消耗，并且按照单位时间间隔更新这些数据。与此同时，每单位时间间隔的热量消耗值按照时间顺序连续地存储在 RAM203 中。

15 <2-7-2：与期望值相比，热量消耗随时间的变化>

下面，介绍为了求得每单位时间（存储在 RAM203 中）的热量消耗值而在规定的时间间隔里执行程序的操作。这里所称的规定时间间隔等于或长于执行中断处理程序（1）的间隔，并且可以以通常的时间增量如分钟、小时、日、星期、月或年为基础。可取的是提供一种设计，它能够利用转换开关 Sw1 或 Sw2 从中选择。

这种处理操作是通过按照规定的时间间隔执行图 18 所示的中断处理程序（2）进行的。与在中断处理程序（1）的情况一样，CPU201 根据从时钟电路 208 获得的中断信号执行中断处理程序（2）。

首先，在步骤 Sb1，CPU201 读取从上一次中断处理程序（2）被启动到当前中断处理程序（2）启动期间所有存储在 RAM203 中的热量消耗值，并将这些值相加。换句话说，在中断处理程序（2）执行期间的规定时间间隔内，将根据执行上述中断处理程序（1）在每个单位时间确定的所有热量消耗值相加，并计算出在该规定时间间隔中的热量消耗。如果选择“小时”作为规定时间间隔，则计算在一个小时中的热量消耗，而如果选择“日”，则计算一天中的热量消耗。

接着，在步骤 Sb2，CPU201 在显示器 205 上提示加和的热量消耗，并在步骤 Sb3 将加和的热量消耗值按照时间顺序存储在 RAM203 中。在步骤

Sb2 中的提示是通过例如热量消耗的数字显示实现的。但是，也可以采用其它的方式。

在步骤 Sb4，CPU201 读取例如在过去 30 分钟存储的热量消耗加和值。在步骤 Sb5，CPU201 通过在显示器 205 上沿 y 轴绘出读取的加和值，而在 x 轴上标出记录时间间隔而作出 2 维显示。在这种情况下在显示器 205 上的显示实例表示在图 19 中。如该图所示，可以很清楚地看出在规定时间间隔中热量消耗是如何变化的。因此，这对于受验者以后的运动具有很好的指示作用。应当指出在图示的实例中规定时间间隔为“日”。

接着，在步骤 Sb6，CPU201 判断在规定时间间隔中热量消耗的期望值是否已经存储在 RAM203 中。这个期望值是由例如受验者或第三者（例如医生）通过 Sw1 或 Sw2 或借助于与一个外部设备的通讯来设定的。

如果判断的结果为“否”，则不必进行以下的程序，CPU201 执行当前中断处理程序（2）。

另一方面，如果判断结果为“是”，则 CPU201 将在步骤 Sb1 获得的加和值与该期望值比较，并利用下述公式计算出相对于期望值的实现率 G。

$$\text{实现率 } G = (\text{加和值}/\text{期望值}) \times 100$$

接着，在步骤 Sb8，CPU201 在显示器 207 上显示实现率 G 的数值。但是，除了简单的数值显示，还可以采用如图 20 所示的直条显示或如图 21 所示的圆扇形图。应当指出，在采用直条显示或圆扇形图的情况下，期望值用符号“▽”表示，从而使得期望值与在当前时间点相加在一起的热量消耗之间的关系一目了然。在图 20 和图 21 所示实例中规定时间间隔为“一天”。此外，如图 22 所示，还可以用一个脸形图显示实现率 G。

在作出提示之后，CPU201 应当执行下一步程序，并结束当前的中断处理程序（2）。

通过执行中断处理程序（2），显示出在规定时间间隔中热量消耗的加和值，并且在每个规定时间间隔更新显示器 205 的显示。此外，还显示这个值随时间的变化。如果设定了一个期望值，则相对于期望值向受验者提示实现率 G，或者用与之相应脸形图表示。

上述内容是关于中断处理程序（1）和（2）结合的结果。但是，结合中断处理程序（3）和（4）可以达到同样的效果。

<2-7-3：热量消耗的计算，从期望值中减除>

在每个单位时间间隔执行中断处理程序（3），并且，以与中断处理程

序（1）相同的方式，计算此时的热量消耗。但是，中断处理程序（3）与中断处理程序（1）的不同之处在于它不是连续地存储热量消耗，而是将这个值从规定时间间隔的期望值中减除。所以，通过检查减除运算的结果，可以计算相对于从中断处理程序（3）开始至规定时间间隔结束的期望值的实现率。这个运算是通过在以规定时间间隔执行中断处理程序（4）完成的。

现在参照图23介绍中断处理程序（3）。首先，在步骤Sc1，CPU201判断规定时间间隔的热量消耗期望值是否已经存储在RAM203中。这个期望值例如是由受验者或第三者（如医师）借助于转换开关Sw1或Sw2或与外部设备的通讯来设定的。

如果判断结果为“否”，则不必执行后面的程序，CPU201继续执行当前的中断处理程序（3）。

另一方面，如果判断结果为“是”，则在步骤Sc2，CPU201判断寄存器值n是否为零。在执行中断处理程序（4）时，将寄存器值n清零，并且每执行一次中断处理程序（3），将该值增加1。所以，如果寄存器值n为零，就表明从上一次执行中断处理程序以来第一次执行中断处理程序（3）。

如果判断结果为“是”，则在步骤Sc3，CPU201在寄存器TEMP中设定期望值，或者如果判断结果为“否”，则跳过步骤Sc3。

步骤Sc4~Sc10与中断处理程序（1）中的步骤Sa1~Sa7是等价的。换句话说，CPU201在考虑了受验者的静止/活动状态和心理状态之后选择应当使用的回归公式，并计算每单位时间的热量消耗值B。

在计算热量消耗值B时，CPU201在步骤Sc11中将值B从寄存器TEMP中减去。将相减运算的结果设定为新的寄存器TEMP值。在步骤Sc12，在显示器205上向受验者提示经过减法运算的寄存器TEMP值。

在执行当前的中断处理程序（3）的同时，CPU201将寄存器值n增加1，并结束程序。

因此，当自从上一次执行中断处理程序（4）以来第一次执行中断处理程序（3）时，在寄存器TEMP中设定期望值。其后，按照每单位时间间隔重复执行中断处理程序（1），将热量消耗值从寄存器TEMP中减去，并且向受验者提示减法运算的结果。所以，每次执行中断处理程序（1）时将热量消耗从期望值中减去。

<2-7-4：与期望值的比较>

现在参照附图 24 介绍中断处理程序（4）。中断处理程序（4）以规定时间间隔执行，其意义与中断处理程序（2）相同。

首先，在步骤 Sd1，CPU201 将期望值与当前的寄存器 TEMP 中的值 5 比较，并利用下述公式计算相对于该期望值的实现率 G。

$$\text{实现率 } G = (\text{期望值} - \text{TEMP}/\text{期望值}) \times 100$$

接着，在步骤 Sd2，CPU201 在显示器 207 上显示实现率 G 的数值。在这种情况下，也可以采用如图 20 和 21 所示的基于数值的显示、或者采用如图 22 所示的脸形图显示来显示实现率 G。

10 在执行中断处理程序（4）的同时，在步骤 Sd3，CPU201 将寄存器值 n 清零，并将该结果应用于中断处理程序（3），该程序将立即开始执行。

与中断处理程序（1）和（2）的情况一样，通过以这种方式执行中断处理程序（3）和（4），可以知道实际上消耗的热量相对于在规定时间间隔中热量消耗期望值的实现率 G。

15 <2-7-5：变化率的提示>

在上述的中断处理程序（2）和（4）中，相对于在规定时间间隔中热量消耗的期望值确定了实际消耗热量的实现率。例如，如果假定规定时间间隔比较短（如 10 分钟），假定已知与 10 分钟之前的值相比的变化程度、即在该时间间隔中的变化率，则通过设定这种随时间变化的特性作为期望目标可以直观地了解达到目标所必须的运动程度。

20 通过从 RAM203 中读取在该规定时间间隔之前计算出的热量消耗，然后将这个热量消耗与当前计算的热量消耗之间的差值除以相当于规定时间间隔的一个时间值，就可以求得这种变化率。可以在显示器 205 上向受验者提示计算出的变化率。在这种情况下，受验者或第三者（如医师）可以在 RAM203 中设定变化率期望值。另一方面，如果实际计算变化率，可以提供一种设计，其中通过相对于该期望值计算实现率 G 来产生提示。此外，可以按照时间顺序将计算出的变化率存储在 RAM203 中。

<2-7-6：通讯功能>

下面介绍当根据本发明构成的热量消耗测量装置通过与图 9 所示的外部设备的通讯发送和接收各种信息时的操作。

30 当与外部设备通讯时，受验者将图 3 所示装置主体 300 上的发光二极管和光电晶体管指向外部设备的通讯窗口 606。

下面分别介绍向外部设备发送信息和从外部设备接收信息的传输功能。

<2-7-6-1：传输功能>

使装置主体 300 的发光二极管和光电晶体管露出，并将其指向外部设备的通讯窗口 606。在这种状态下，受验者操作转换开关 Sw2，将该装置设定为执行传输功能的模式。然后，图 2 所示的 CPU201 通过 I/O 接口 209 和外部设备的光电接口向设备主体 600 发送以下信息。换句话说，CPU201 在每个单位时间间隔执行中断处理程序（1）的步骤 Sa8 时按照时间顺序存储的热量消耗值、在中断处理程序（2）的步骤 Sb3 中按照时间顺序存储的规定时间间隔中热量消耗的加和值、或者按照时间顺序存储的热量消耗的变化率。在这种情况下，还可以采用这样一种设计，将由身体运动检测器 101 测得的身体活动状态、由体温检测器 101 检测的体温和由脉搏率计算器 114 计算出的脉搏率按照时间顺序存储在 RAM203 中，并对这些值进行适当选择，发送到外部设备。可以采用一种 IrDA（红外数据关联）方法作为这种情况下的光通讯手段。

从而实现了从装置主体 300 向外部设备的传输，因而不仅受验者、而且第三者（如教练或医师）都能够客观地了解受验者的热量消耗是如何变化的。此外，能够对这些信息进行存储和分析。

由装置主体 300 发送的信息在外部设备侧进行处理。因而，无需在装置主体 300 侧执行步骤 Sb5 中提示的热量消耗随时间的变化或者实现率 G 的处理程序。这种设计的特点在于可以减少由装置主体 300 执行的处理量。

<2-7-6-2：接收功能>

受验者或第三者（如医师）分析受验者的热量消耗之后，在外部设备中设定规定时间间隔中的热量消耗期望值。还可以设定热量消耗变化率在规定时间间隔中的期望值。

将装置主体 300 中的发光二极管和光电晶体管指向外部设备的通讯窗口 606。在这种状态下，受验者操作转换开关 Sw2，将该装置设定为执行接收功能的模式。然后，图 2 所示的 CPU201 通过 I/O 接口 207 和外部设备的光电接口发送表明要求外部设备传输数据的信号。在接收到该信号之后，外部设备主体 600 通过外部设备的光电接口和 I/O 接口 207 发送将作为设定期望值的信息。

当在装置主体侧 300 接收到将作为期望值的信息时，CPU201 将接收到

的信息存储在 RAM203，并且在 Sb6、Sc1 等步骤中将这些信息设定为期望值。

还可以设定该期望值，使之随时间变化。在这种情况下，对于执行时间的期望值被用作 Sb6、Sc1 等步骤中的期望值。

因为在考虑了受验者是否处于静止/活动状态以及他的心理状态之后选择适合的回归公式，所以，利用根据本发明构成的热量消耗测量装置，可以非常精确地计算出每单位时间的热量消耗。确定受验者的基础代谢状态，根据确定结果校正回归公式，并且考虑受验者生理状态的月变化和年变化的影响。因而，能够更加准确地确定热量消耗。所以，根据本发明构成的热量消耗测量装置对于保持健康非常有用。

此外，有了根据本发明构成的热量消耗测量装置，就能够了解每单位时间的热量消耗，以及热量消耗随时间的变化和相对于规定时间间隔的期望值的实现率，使得这种装置对于受验者非常有用。

<2-8：体内温度及其处理结果>

除了可以用于计算热量消耗，从临床医学角度来说，在本实施例中测量的足够接近受验者体内温度的体温也是意义重大的。此外，由于体温是利用由受验者便携的装置测量的，本发明不会妨碍受验者的日常活动，所以对于现有技术是一种改进。

现在介绍向受验者或第三者提示所得体内温度及其进一步处理结果的情况。

在这种情况下，受验者通过按压转换开关 Sw2 选择测量体温功能，并按压转换开关 Sw1 指示体温测量开始。

然后，按照与计算热量消耗时相同的方式，首先由图 2 所示的 CPU201 通过开关接口 204 识别上述转换开关的按压信号。其次，CPU201 通过压力传感器接口 210 从压力传感器 Ps1~Ps6 连续地读取脉波信号，并将它们存储在 RAM203 中。第三，CPU201 从所测得的六个压力值中选择最大值，并确定测得这个最大脉压值的压力传感器。然后，CPU201 设定该装置，利用所确定的传感器及与其成对的温度传感器进行测量。在这个实例中，是压力传感器 Ps1~Ps6 中的压力传感器 Ps3 测得最大脉压值。如果所测得的最大脉压值超过一个特定值，则这时 CPU201 控制在显示器 205 上提示检测到脉搏率。这种提示可以借助于文字显示诸如“正在检测脉搏率”来进行。或者，可以显示符号“○”表示正在进行检测，而显示符号“×”

表示不是正在检测脉搏率。利用这种提示，受验者可以知道正在正确地进行体温测量。

接着，CPU201 进行设定，使得按照根据时钟电路 208 确定的时间间隔产生中断（例如，每 10 分钟）。之后，当产生中断时，CPU201 通过温度传感器接口 211 提取由设置于压力传感器 Ps3 附近的温度传感器 Ts3 测量的温度值，即，CPU201 提取表示足够接近体内温度的体温的数字信号。然后，将从时钟电路 208 取得的当前时间和上述测得的温度值作为一对数据存储在 RAM203 中。CPU201 将当前测得的温度值作为当前的体温显示在显示器 205 上。

其后，每次时钟电路 208 产生中断时，CPU201 在显示器 205 上重复显示温度传感器 Ts3 测得的温度值，并将这个温度测量值与测量时间一起作为一对数据存储在 RAM203 中。

当受验者想知道体温随时间的变化时，他可以按压转换开关 Sw2 选择此功能。于是，CPU201 从 RAM203 中读取从当前时间开始的一段特定时间里测得的温度值和测量时间，并且，如果需要的话，利用适合的内插方法在各个测量数据点之间作内插处理。然后将数据转换为显示数据，并发送到显示器 205。从而，在显示器 205 上显示出如图 37 所示的曲线。在这个图中，水平轴表示时间 [小时]，纵轴表示温度 [$^{\circ}$ C]。

如果不再需要测量体温，受验者再按压转换开关 Sw1，CPU201 通过消除在时钟电路 208 中的设定，结束体温测量。

应当指出，在这种设计中，还可以向图 9 所示的设备主体 600 发送作为一对数据存储在 RAM203 中的温度测量值和测量时间。从而不仅使受验者、而且使第三者（如教练或医师）也能够客观地了解受验者的体内温度如何变化。此外，还能够存储和分析这些信息。

还可以提供一种设计，其显示体温相对于时间的导数。如果显示这些结果，就可以了解身体状态的变化趋势等信息。

按照这种设计，就可以构成利用便携式装置（如手表）进行测量的设备，它可以自动检测动脉所在位置。从而不会给受验者增加负担，而且可以连续地测得足够接近体内温度的体温。所以，这种装置对于保持健康是有用的。

通过实现了例如 $0.1[^{\circ}$ C] 的测量精度，能够获得体温的连续测量结果，而且受验者本人也能够了解其体温的周期变化。这对于保持健康是非常有用的。

的。之外，受验者能够了解他的“体质”（QOL）水平，并且以此作为基础选择适合的生活方式活动，以提高其体质。

尽管按照这种方式测量的体温是在受验者身体表面获得的，但是这个温度值足够接近体内温度，如上所述。由于诸如外部温度或者体表汗液蒸发等因素对于这种测量不容易产生影响，按照这种方式得到的体温可以用作表示受验者个人状态的一个有用的指标。
5

<2-9：基础代谢的生理信息，及其处理结果>

在本实施例中确定的基础代谢状态（或接近它的状态）的生理信息应当是随着受验者生理状态的逐月或逐年变化的标准值，如上所述。所以，与10 在体内温度测量情况一样，这些信息不仅在计算热量消耗时是有用的，而且其本身具有非常重大的意义。例如，如果在一段很长的时期里（如一个月或一年）测量一个生理信息标准值，就能够总是了解身体的自然变化。因此，这在身体检查或保持身体状态中是有用的。此外，在使用该实施例中的装置，不会对受验者的日常生活造成妨碍。
15

除了用于测量受验者体温的温度传感器，有一种设计也是可取的，其中包括用于测量外部环境的温度（环境温度）的一个温度传感器作为该装置的一个任选部件。以这种方式测量环境温度的原因是由此可以获得环境温度与体温之间的差值，以之作为舒适度指标，因为这种温差对于受验者20 心理和生理状态是有一定影响的。还可以提供一种设计，它不仅提示生理状态，而且在计算热量消耗时选择一个适合的回归公式，如上所述。

现在介绍向受验者或第三者提示基础代谢状态时生理信息及其处理结果的情况。

首先，在这个实施例中，生理信息包括诸如体温、脉搏率和呼吸一类信息。前面已经介绍了计算体温和脉搏率的方法，现在介绍根据脉波检测器25 111 测得的脉波信号计算呼吸率的方法。

在心电图中，一次心搏的 R 波与下一次心搏之间的间期被称为 RR 间期。图 38 表示从一个心电图中心搏波形获得的心搏和 RR 间期。从该图可以理解，对于心电图中测量结果的分析表明 RR 间期随时间变化。

另一方面，在诸如桡动脉或此类动脉周围测得的血压变化定义为从心脏30 收缩到心脏松弛的每次搏动的血压变化，并且对应于心电图中 RR 间期的变化。通过对血液变化的分析，可以理解该变化由多频率波构成，如图 39A 所示。这些多频率波可以分成下列三种类型的变化分量。

- 1.HF（高频）分量，它是与呼吸频率一致的变化
- 2.LF（低频）分量，它以大约 10 秒为周期变化
- 3.趋势分量，其以低于测量极限的频率变化

为了得到呼吸率，CPU201 首先输入在特定时间间隔（例如 30 至 60 秒）中由脉波波形检测器 111 获得的脉波波形，并将它们存储在 RAM203 中。其次，CPU201 对于所有输入的脉波波形进行峰值检测处理，并确定两个相邻脉波峰值之间的时间间隔，即 RR 间期。第三，利用一种适合的方法（例如三阶样条内插法）将获得的每个 RR 间期进行内插处理。第四，CPU201 通过对在内插之后获得的曲线执行 FFT（快速傅里叶变换）运算而进行频谱分析。所得的结果表示在图 39B 中。CPU201 确定频谱中的最大值和对应于这些最大值的频率，将在高频区获得的最大值设定为 HF 分量，并且根据 HF 分量的频率获得呼吸率。在图 39A 和 39B 所示的实例中，接近 0.25Hz 的频率为 HF 分量，从而每分钟的呼吸率为 $0.25 \times 60 = 15$ 次。由于 RR 间期就是脉搏率周期，CPU201 可以求得 RR 间期的倒数，如脉搏率。

接着，在显示基础代谢状态的生理信息时，在本实施例中可以预计下列模式。就是提供用于分别测量和记录脉搏率、呼吸率和体温标准值的一种“标准值测量模式”、用于显示在标准值测量模式下存储的标准值的一种“标准值显示模式”、和测量当前脉搏率、呼吸率和体温并向受验者显示这些结果的一种“当前值测量模式”。

<2-9-1：标准值测量模式的操作>

在标准值模式，CPU201 确定深度睡眠间期，如在上面的 2-6-1 节所述，利用上述的方法按照规定时间间隔测得脉搏率、体温、和呼吸率，并将这些信息与输入时间一起写入 RAM203 中。

然后，CPU201 如在上面的 2-6-1 节所述确定镇静期，并确定这段时间的标准值，将它们与输入日期和时间一起写入 RAM203 中。

所以，如果确定了深度睡眠间期和镇静期，则将受验者处于（或者接近）基础代谢状态时的脉搏率、体温、和呼吸率即生理信息存储在 RAM203 中。

应当指出，在这种设计中，也同样可以将已经与输入日期和时间一起存储在 RAM203 中的生理信息传输到图 9 所示的设备主体 600 中。这样，就能够不仅使受验者，而且使第三者（如医师或教练）客观地了解受验者的这些基础值如何变化。此外，还能够存储和分析这种信息。在以下讨论的

情况下，将在具有手表结构的装置主体 300 中执行各种处理程序。

<2-9-2：标准值显示模式的操作>

在标准值显示模式，对于与在标准值测量模式下测得的标准值有关的信息的提示是根据通过转换开关 Sw1 和 Sw2 输入的具体操作指令显示在显示器 205 上的。

例如，当给出指令要求显示近期的标准值时，则根据当前的测量日期和时间，CPU201 从 RAM203 读取近期的标准值、测量时的环境温度和测量时间，并将这些信息显示在显示器 205 上。在这种情况下，显示器 205 上显示内容的一个实例表示在图 40 中。在该图所示实例中，在区域 205₁ 中显示的[45]、[15]、[36.3]分别为脉搏率、呼吸率和体温的标准值，而[22]、[12/17]和[4:08]分别为测量时刻的周围环境温度、测量日期和测量时间。这使得受验者可以知道在最近几天进行测量的镇静期的时间（例如当天）、脉搏率、呼吸率、体温的标准值、以及测量各种标准值时的环境温度。

在这种显示的情况下，如果读取的标准值中的最大值和最小值存储在 RAM203 中，则 CPU201 指令闪烁显示指示与最大值和最小值相关的标准值（脉搏率、呼吸）。当然也可以使用除闪烁显示以外的其它方法进行提示。于是，受验者能够了解他在镇静期的生理状态是否正常，或者用于确定深度睡眠间期的阈值 T 是否合适。

CPU201 从 RAM203 中读出前一天之前的过去标准值和进行测量时的环境温度，并在显示器 205 上显示到当天为止各种标准值随时间的变化和进行测量时的环境温度。在图 40 所示的实例中，这种变化用短划线图显示在 205₂ 区中。连接符号“○”的线图表示脉搏率的标准值，连接符号“□”的线图表示呼吸的标准值，连接符号“△”的线图表示体温的标准值，连接符号“×”的线图表示进行测量时环境温度的变化。在该图中，沿纵向标注的时间增量可以根据受验者实施的具体操作，选择以一个星期、一个月或者一年为单位。

通过这样以曲线图方式显示各种标准值，受验者就能够估算他自己的生物节律，并发现何时发生这些节律的偏差。此外，通过研究发生偏差这一天的生物节律，受验者可以调整其生物节律，从而不再发生偏差。

当通过转换开关 Sw1 和 Sw2 进行规定操作时，CPU201 将在前一天之前最近一天所测的标准值转换成一个曲线图，并在 205₂ 区中显示这个曲线图，205₂ 区是以与 205₁ 区相同的方式设置的。换句话说，将当天的数据与

前一天之前的过去数据对照显示。如果在这种状态下进行规定操作，则 CPU201 依次将前一天的数据、前一月的数据和前一年的数据在 205₂ 区中转换显示。如果没有相应天的数据，则显示最接近该天的一天（除了当天）的数据（在有多天最接近缺乏数据的那一天的情况下，可以使用其中任意一天的数据）。从而，受验者能够正确地了解标准值的变化量。

5 <2-9-3：当前值测量模式的操作>

在当前值测量模式，CPU201 测量当前的脉搏率、呼吸、体温和周围环境温度。测量结果显示在 205₁ 区或 205₂ 区。CPU201 响应受验者的操作，10 转换进行显示的区域。当在 205₂ 区显示各个当前值时，受验者可以将其与显示在 205₁ 区的当天的标准值比较。于是，受验者能够了解他自己的生理状态的日变化程度。

如上所述，在这个实施例中，通过向受验者报告其在基础代谢状态的生理信息，受验者能够了解自己的基本活动量。此外，由于该装置制成手表形式，自然可以在白天佩戴，但是在晚上戴也不会给受验者造成不便。因此，容易完成上述标准值的测量。此外，由于过去标准值记录在 RAM203 中，可以随时确认这些值。

由于进行测量时的环境温度与各种标准值一起记录和显示，所以受验者可以理解它们之间的关系。一旦熟练了，受验者就可以通过在考虑体温与环境温度之间差值之后参照测量值（标准值）准确地了解其镇静期的生理状态。应当指出，在标准值测量模式和标准值显示模式中，CPU201 还可以确定上述差值，并在标准值显示模式将该差值与标准值一起显示，从而20 减少给受验者带来的不便。

应当指出，可以利用所得的各种标准值作为活动量的标准数据，每天对身体状态进行调整。例如，如图 42 所示，心搏率（脉搏率）随着环境温度的上升而提高。增加的幅度对于每个人来说几乎没有差别。所以，如果获得了活动量标准数据和进行测量时的环境温度，就可以确定在任意环境温度下的理想脉搏率。之后，如果将这个理想脉搏率与实际的脉搏率进行比较，就能够确定身体状态的质量。但是，由于活动量标准数据每天在变化，所以如果假定这个值是不变的，则在确定身体状态质量时可能会产生误差。因此，如果将在该实施例中测得的脉搏率标准值（和进行测量时的环境温度）用作活动量标准数据，就可以通过考虑这个数据逐日的变化而准确地确定身体状态的质量。

类似地，还可以通过改变受验者的运动量监测其脉搏率来确定身体状态的质量。

<3：本实施例的应用实例和改进>

在上述实施例的基础上可以作出以下应用实例和改进。

5 <3-1：结构方面的应用实例和改进>

上述实施例采用了根据脉搏率和是否存在身体运动直接计算热量消耗的设计。但是，还可以提供这样一种设计，其中按照时间顺序将诸如脉搏率和有无身体运动一类信息存储在 RAM203 中，以后读取该信息计算热量消耗。还可以采用一种设计，其中将这种信息传输到外部设备中，然后计算热量消耗。在任何情况下，借助于图 1 所示结构，通过计算从 RAM 中读取的脉搏率和有无身体运动数据，可以计算出热量消耗。

上述实施例应用两个回归公式，一个适用于受验者处于静止状态，另一个适用于受验者处于活动状态。但是，本发明不仅仅局限于此。而是可以采用一种设计，其中利用三个或多个回归公式拟合图 10A 中所示的曲线特征，根据体温、身体运动与否和脉搏率选择可应用的回归公式。此外，本发明不限于线性回归公式。而是还可以提供一种设计，其中利用指数函数或一个 n 阶函数拟合测量曲线，或者提供一种设计，在其中应用这些方法中的多种。

在上述实施例中，应用了 6 对温度和压力传感器，并选择测得最大脉压的位置以及在该位置测得的体温。但是，这只是一个示例，当然可以增加或减少温度传感器和压力传感器的对数。例如在图 25 所示的一种极端情况下，只使用一个压力传感器和一个温度传感器。如该图所示，在这种设计中，固定件 302 以自由滑动的方式安装在表带 301 上，在固定件 302 上一体地形成构成一对的压力传感器 Ps 和温度传感器 Ts。

如图 26 所示，在使用这种装置时，装置主体 300 缠绕在受验者的左臂上。通过按照试错法移动固定件 302，将装置主体 300 固定在可以测得最大脉压的位置，从而使设置在固定件上的压力传感器 Ps 和温度传感器 Ts（由于它们位于皮肤表面一侧，所以在图 26 中看不见它们）位于桡动脉 TM 附近。

另一方面，如果增加传感器的对数，则扩展了压力测量的范围，可以提高所设置传感器的精确度。因此，可以更加准确地测量体温。

虽然可以利用压力传感器 Ps 测得脉波波形，但是在上述实施例中，应

用压力传感器 Ps 的真正目的是测量体内温度。换句话说，之所以应用压力传感器 Ps，是因为需要确定动脉附近的一个位置，并测量该位置处的温度。

所以，还可以应用除了压力传感器 Ps 以外的其它装置检测脉波波形。
5 例如，可以考虑这样一种设计，其中使用图 27 所示的脉波检测器 111 检测脉波波形。在该图中，脉波检测器 111 包括由一个蓝色发光二极管和一个光接收器件构成的一个传感器 320，并用传感器固定带遮光。如图 27B 所示，脉波检测器 111 固定在受验者左手食指的底部关节与第二个关节之间。光从蓝色发光二极管中发出。一部分光被血液中的血红蛋白反射，并由光电晶体管接收。所接收光的输出通过一条缆线 501 传输到装置主体 300 中作为脉波信号。
10

按照这种方式使用脉波检测器 111 时，在装置主体 300 上的 6 点钟位置处设置了一个连接器 303。在缆线 501 的一端以自由接触形式设置了一个连接器片 304。这样，当该装置用作普通手表时，就不安装脉波检测器 111。

15 InGaN 型（铟镓氮）蓝色发光二极管适合于用作构成脉波检测器 111 的蓝色发光二极管。例如，蓝色发光二极管的光谱有一个峰值位于 450 纳米处，所产生的光波长范围在 350 至 600 纳米。在这种情况下，可以相应于具有上述发光特性的发光二极管，应用一种 GaAsP（镓砷磷）型光电晶体管作为光接收器件。这种光电晶体管所接收光的波长范围的灵敏区域为例如 300 至 600 纳米，同时还有一个 300 纳米以下的灵敏区域。当将上述的蓝色发光二极管和光电晶体管结合使用时，可以在 300 至 600 纳米的重叠波长范围检测脉波。
20

25 关于外部的光，波长为 700 纳米或者以下的光比较难于穿透手指组织。因此，即使用外部光照射没有用传感器固定带 321 覆盖的手指，这部分光也不会透过手指组织到达光电晶体管。而只有不影响检测的波长范围的光到达光电晶体管。另一方面，在 300 纳米或以下波长范围中的光几乎完全被皮肤表面吸收。因此，即使将接收光的波长范围设定为 700 纳米以下，所接收光的实际波长范围也是 300 至 700 纳米。

30 所以，不用完全覆盖手指，也可以限制外部光的影响。此外，血液中血红蛋白对于波长为 300 至 700 纳米的光的吸收系数较大，几乎比对于波长为 880 纳米的光的吸收系数大 100 倍。所以，如在这个实施例中一样，当应用吸收系数较大的波长范围的光作为检测光以配合血红蛋白的吸收特性

时，检测值以良好的灵敏度随血液量的变化而变化。所以，能够增加基于血液量的脉波信号的信噪比。

此外，还可以不设置身体运动检测器 101 或类似器件，而是根据脉波检测器 111 所检测的脉波波形获得身体运动的强度。为了作进一步的解释，
5 图 41 表示了当受验者以固定周期摇摆他的手臂时测得的脉波波形频谱的一个实例。在该图中，S1 表示身体运动（周期）的基波，S2 表示身体运动的二次谐波，M1 表示动脉中血液流动的基波。从这个图中可以清楚地看出，对于该脉波波形进行 FFT 或者其它频率分析处理。从分析的结果中
10 获得与身体运动相关的频率分量（身体运动分量）和与脉搏相关的频率分量（脉波分量）。所以，按照这种频率分析结果，将除掉脉波分量以外的频率分量定义为身体运动分量。通过研究身体运动分量，可以获得身体运动强度。换句话说，可以不使用身体运动检测器 101 或类似装置就实现判断是否存在身体运动的步骤。自然，如果身体运动分量量值是可以检测到的，则也可以使用除 FFT 以外的其它频率分析方法。

15 此外，本实施例在深度睡眠间期中（其间的加速度幅值低于余割阈值 T）测量脉搏率、呼吸、体温和周围环境温度。但是，也可以先测量脉搏率、呼吸、体温、周围环境温度和加速度，然后在测量间隔结束后再确定深度睡眠间期和镇静期。

20 虽然在上述实施例中测量位置在桡动脉附近，但是本发明并不局限于此。而是，除了颈动脉周围区域以外，在接近动脉的皮肤上任何能够测得脉搏的位置都是可以的。除了桡骨之上和颈部的位置之外，其它任何部分都可以考虑，其中包括髋关节或者接近上臂动脉的部位，如图 31 所示。更具体地说，可以实施测量的部位的例子包括颞动脉、颈内动脉、肱动脉、股动脉、颈部后侧的动脉、足部后侧的动脉，等等。压力传感器 Ps 和温度
25 传感器 Ts 利用胶带固定在这些部位，或者利用箍圈或支撑件定位。

<3-2：应用子波变换计算脉搏率>

上述实施例应用通过对脉波信号进行 FFT 变换来确定脉搏率的结构。但是，本发明并不局限于此。例如，还可以在进行子波变换之后使用对脉波信号的分析结果，即使用每个频率区域的脉波数据。

30 现在介绍对由压力传感器和光电晶体管得到的脉波信号进行子波变换、并根据这种分析结果获得脉搏率的结构。这种结构可以通过将图 1 所示的 FFT 处理器用图 28 所示的结构代替而实现。

在图 28 中，子波变换器 700 对由脉波检测器 111 输出的脉波信号 MH 进行常规的子波变换，并产生脉波分析数据 MKD。

一般来说，在对信号同时进行时间域和频率域分析的时间频率分析中，子波形状是提取信号部分的单位。子波变换表明作为这些单位提取的信号的各个部分的大小。作为限定子波变换的基本函数，引入已经相对于时间和频率定域的一个函数 $\Psi(x)$ 作为主子波。在本申请中，应用一个函数 $f(x)$ 的主子波 $\Psi(x)$ 的子波变换定义如下。

$$(W_\Psi f)(b, a) = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{x-b}{a}\right) f(x) dx \quad (1)$$

在方程 (1) 中， b 是变换主子波 $\Psi(x)$ 所用的参数，而 a 为定标所用的参数。所以，方程 (1) 中，子波 $\Psi((x-b)/a)$ 为仅用 b 来变换主子波 $\Psi(x)$ 、并且仅用 a 来定标该子波所得到的子波。由于主子波 $\Psi(x)$ 的宽度相应于定标参数扩展，所以 $1/a$ 对应于频率。

频率修正器 800 对于脉波分析数据 MKD 进行频率修正。在比较不同频率范围的数据时，需要对上述方程 (1) 中相应于频率的项 $[1/a^{1/2}]$ 的效应进行修正。频率修正器 800 就是为此目的设置的。亦即，频率修正器 800 通过将子波数据 WD 乘以一个系数 $a^{1/2}$ 产生经过修正的脉波数据 MKD'。因此，可以基于各个相应频率进行修正，从而使每个频率的功率密度变为常数。

下面，介绍子波转换器 700 的具体结构。图 29 为子波转换器 700 的方块图。

在该图中，子波转换器 700 执行上述方程 (1) 的计算程序，并且包括以下基本部分。即，子波转换器 700 包括：一个基本函数记录器 W1，其中记录了主子波 $\Psi(x)$ ；一个定标转换器 W2，其用于转换定标参数 a ；缓存器 W3；并行转换器 W4，其用于进行转换；和乘法器 W5。请记住，各种类型的子波都可以适用于存储在基本函数记录器 W1 中的主子波 $\Psi(x)$ ，包括 Gabor 子波、Mexican hat 子波、Harr 子波、Meyer 子波、Shannon 子波以及类似子波。

当从基本函数记录器 W1 中读出主子波 $\Psi(x)$ 时，由定标转换器 W2 进行定标参数 a 的转换。定标参数 a 对应于周期，因此， a 越大，则主子波沿时间轴的延伸越长。在这种情况下，记录在基本函数记录器 W1 中的关于主子波 $\Psi(x)$ 的数据量是固定的，从而当 a 变得越来越大时，每单位时间的数据量减少。定标转换器 W2 进行内插处理，以对此进行修正，并且，在

a 变小时，通过清除处理产生一个函数 $\Psi(x/a)$ 。这个数据在缓存器 W3 中存储一次。

接着，并行转换器 W4 在对应于转换参数 b 的时刻，从缓存器 W3 中读出函数 $\Psi(x/a)$ ，对函数 $\Psi(x/a)$ 进行并行转换，以产生一个函数 $\Psi(x-b/a)$ 。

5 然后，乘法器 W5 将变量 $a^{1/2}$ 、函数 $\Psi(x-b/a)$ 和经过 A/D 转换获得的脉波信号相乘，产生脉波分析数据 MKD。在这个实例中，脉波信号经过了子波变换。在此例中，脉波分析数据 MDK 被分解成若干频率范围 0Hz~0.5Hz、0.5Hz~1.0Hz、1Hz~1.5Hz、1.5Hz~2.0Hz、2.0Hz~2.5Hz、2.5Hz~3.0Hz、3.0Hz~3.5Hz、3.5Hz~4.0Hz，并输出。

10 对于这种脉波分析数据 MKD 的修正，是由频率修正器 800 进行的，并作为经过修正的脉波数据 MKD' 传输到图 1 所示的脉搏率计算器 114 中。

处理程序周期的间隔足够长，例如比通常假设的脉搏率大 8 倍。在这种情况下，在每次心搏时产生的脉波数据 MKD' 变为数据 M11~M88，如图 30B 所示。

15 下面，介绍脉搏率计算器 114 根据经过修正的脉波数据 MKD' 确定脉搏率的情况。当检查典型的脉波波形的脉波分量时，可以发现在每次搏动中有一个尖锐的上升波形。因此，表示在这个上升部分中的高频分量的数据变大。所以，首先，脉搏率计算器 114 确定该高频分量的变化部分，第三，确定这个部分的间隔，即脉搏间隔，第三，计算这个间隔的倒数作为脉搏率。

20 例如，如果经过修正的脉波数据 MKD' 就是如图 30C 所示的值，则对于这个上升部分的数据 M18 的值变得大于其它数据值，例如为 [10]。将从该时刻到下一次检测到这个值之间的时间判定为脉搏间隔，然后通过取该脉搏间隔的倒数获得脉搏率。

25 <3-3：该实施例的其它实例>

上述实施例中应用了一种手表型结构的热量消耗测量装置，但是，本发明并不局限于此。现在介绍根据本发明构成的热量消耗测量装置结构的一些实例。

<3-3-1：项链型>

30 根据本发明构成的热量消耗测量装置可以制成如图 32 所示的项链型。

在该图中，压力传感器 Ps 和温度传感器 Ts 设置在电线 31 的末端，利用胶带 39 固定在颈动脉区域，如图 33 所示。在图 32 中，可以将该装置的

基本部件装入一个饰针型中空盒 32 中。上述显示器 205、转换开关 Sw1 和 Sw2 设置在这个饰针的前表面。电线 31 的一端嵌入项链 33 中，压力传感器 Ps 和温度传感器 Ts 与封装在盒 32 中的压力传感器接口 210 和温度传感器接口 211 电连接。

5 <3-3-2：眼镜>

根据本发明构成的热量消耗测量装置还可以与一副眼镜相结合，如图 34 所示。

如该图所示，在这个实施例中装置主体被分成一个盒 41a 和一个盒 41b，它们分别固定在眼镜腿 42 上，并通过嵌入眼镜 42 中的一条导线电连接。在盒 41a 的透镜 43 侧的整个表面上安装了一块液晶板 44。在这个横向表面的边沿，以特定角度固定有一个平面镜 45。在盒 41a 中装有液晶板驱动电路，其中包含一个光源（未图示）和一个用于形成显示数据的电路。这些部分构成了图 2 或图 3 所示的显示器。从该光源发出的光穿过液晶板 44，并经平面镜 45 反射后入射到眼镜的镜片 43 上。这种装置的主要部件装在盒 41b 中，转换开关 Sw1 和 Sw2 设置在其上表面。另一方面，压力传感器 Ps 和温度传感器 Ts 通过电线 31 与封装在盒 41b 中的压力传感器接口 210 和温度传感器接口 211 电连接。压力传感器 Ps 和温度传感器 Ts 以与项链型装置相同的方式固定在颈动脉区域。连接盒 41a 和盒 41b 的导线可以设计成沿眼镜腿 42 延伸。在这个实例中，装置主体分成盒 41a 和 41b，但是，也可以应用以一体形式形成的一个盒。平面镜 45 可以是活动的，从而使用者能够调节液晶板 44 与平面镜 45 之间的夹角。

15 <3-3-3：卡片型>

作为本发明实施例的另一个实例，热量消耗测量装置可以制成如图 35 所示的卡片型。这种型式的装置可以放置在例如受验者衬衫的左胸部口袋中。压力传感器 Ps 和温度传感器 Ts 通过电线 31 与封装在一个外壳中的压力传感器接口 210 和温度传感器接口 211 电连接。与项链型一样，它们被固定在受验者的颈动脉区域。

20 <3-3-4：计步器>

作为本发明的又一个实施例，热量消耗测量装置可以结合在如图 36A 所示的计步器中。这种计步器的主体固定在受验者的腰带上，如图 36B 所示。压力传感器 Ps 和温度传感器 Ts 通过电线 31 与封装在一个外壳中的压力传感器接口 210 和温度传感器接口 211 电连接。利用胶带将它们定位在受验

者的髋关节的股动脉区域，并利用支撑件 52 加以保护。在这种情况下，将电线 31 缝在衣服中是可取的，从而不会妨碍受验者的日常活动。

<3-4：显示和报告方式>

上述实施例应用了将计算结果都显示在显示器 205 上的一种设计；但是，本发明并不局限于此。就是说，可以使用各种不依赖于视觉的方式进行报告。在这种情况下，本发明的报告意味着可以采用依赖于五种感官中的任何一种的方法。例如，可以提供一种依赖于听觉的设计，其中采用合成语音向受验者报告计算出的热量消耗、实现率 G 或变化率。同样，还可以采用依赖于触觉的一种设计，其通过振动进行报告。

说 明 及 图

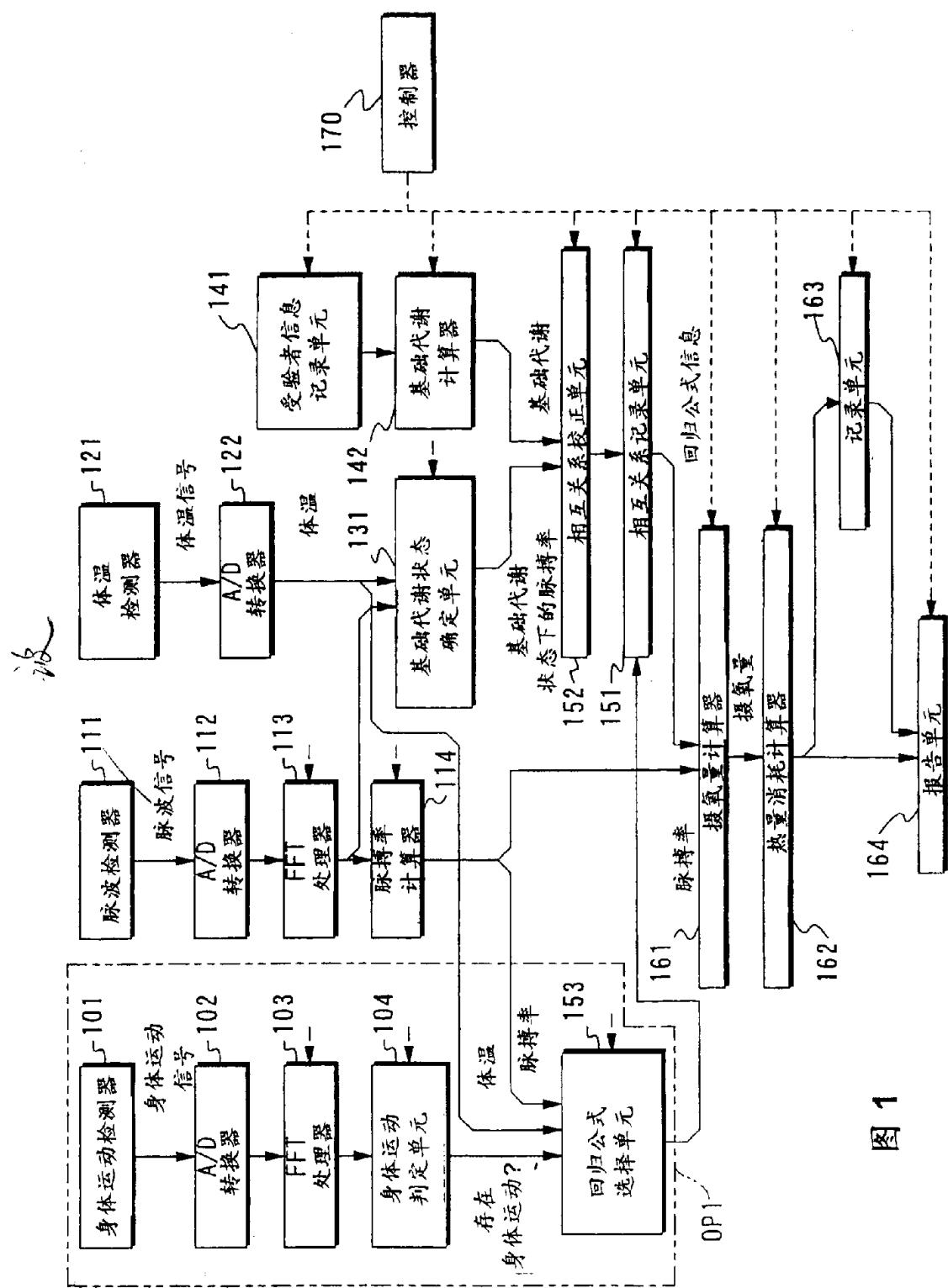


图 1

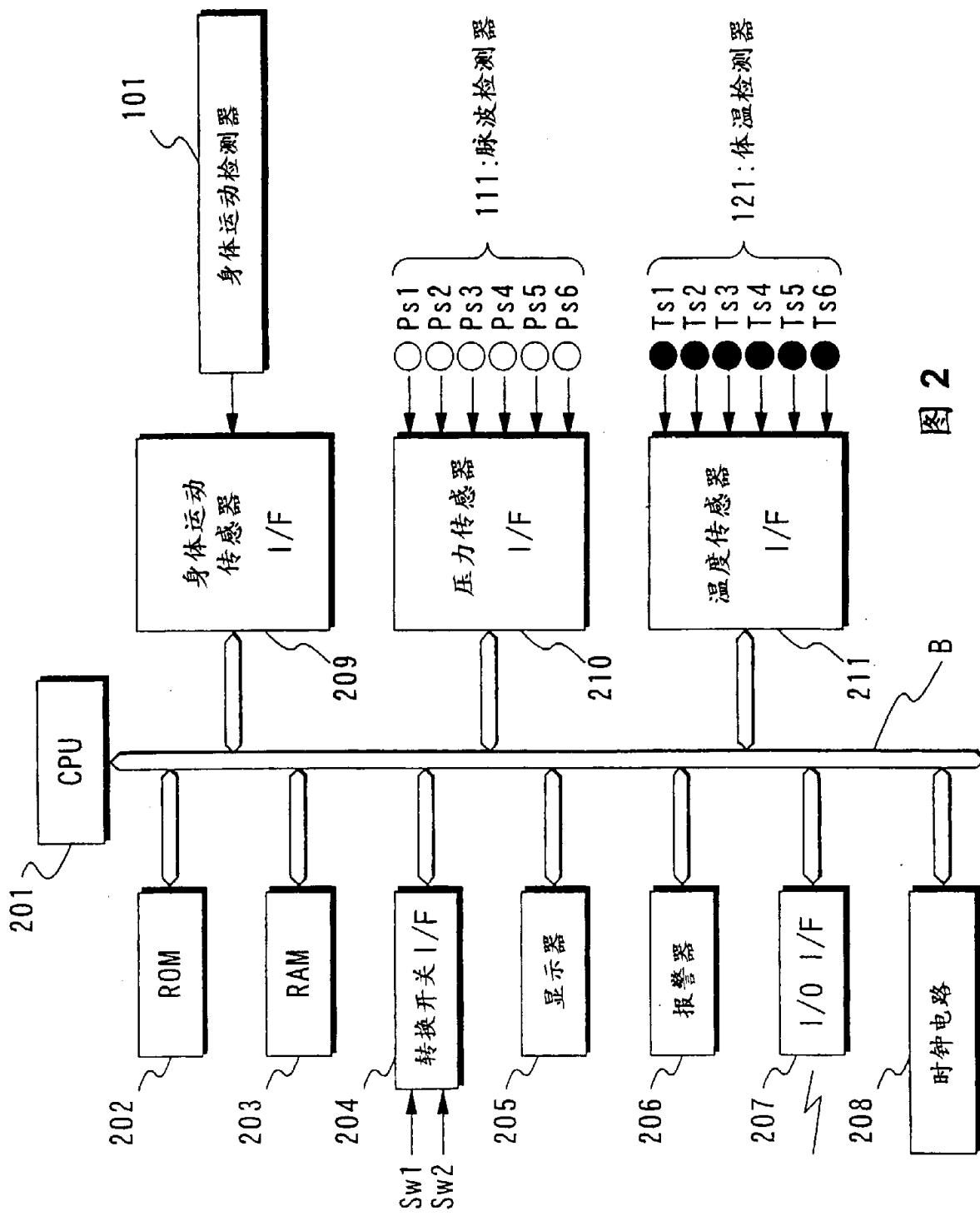


图 2

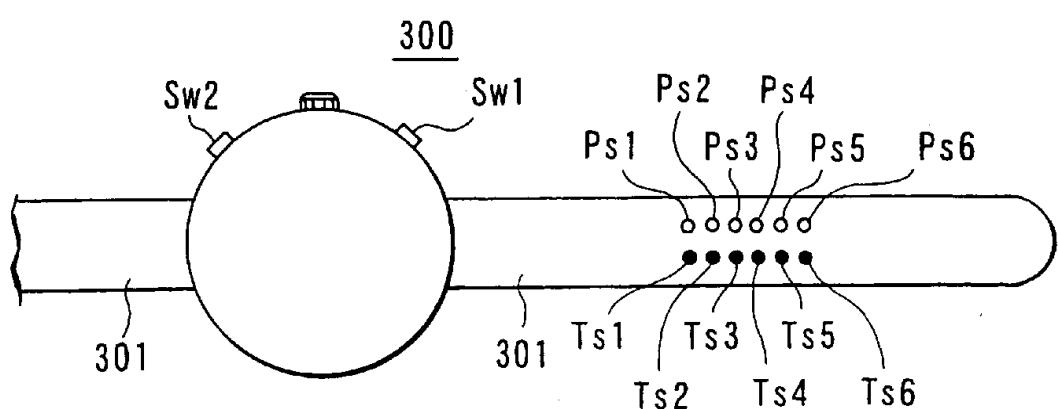


图 3 A

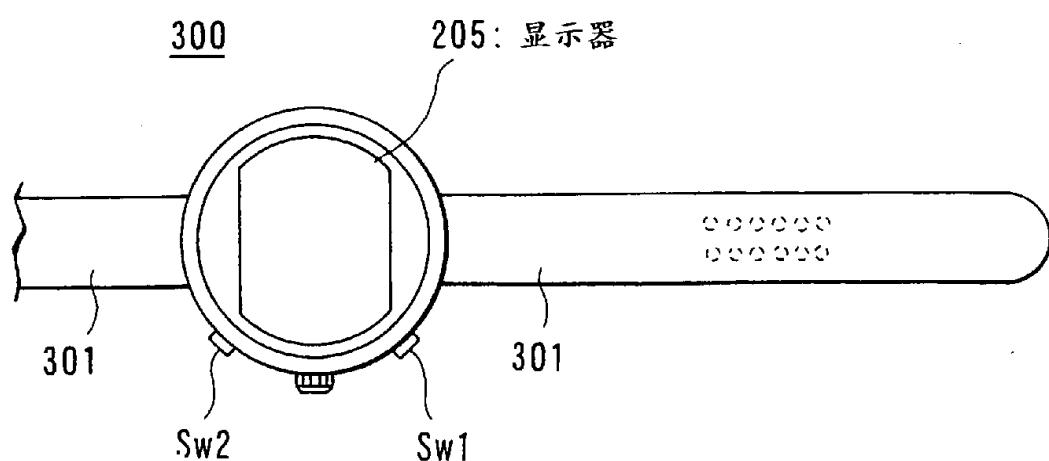


图 3 B

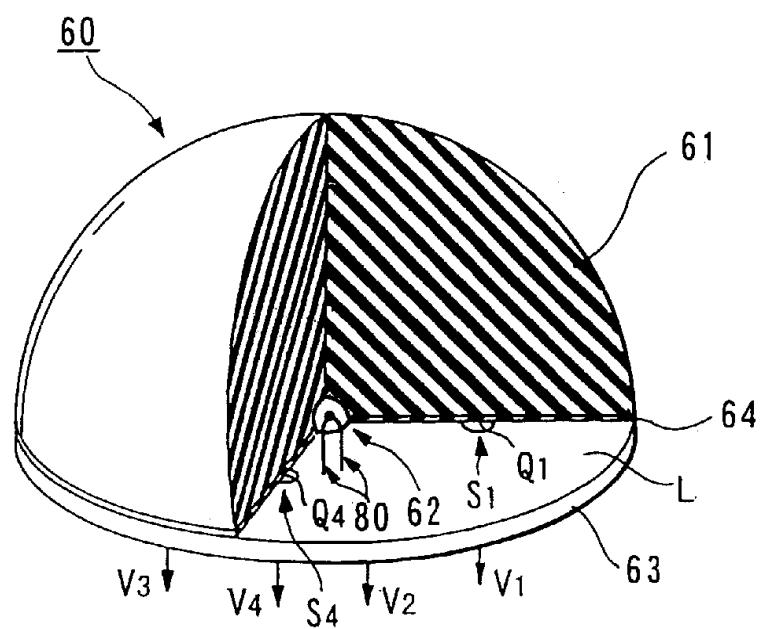


图 4 A

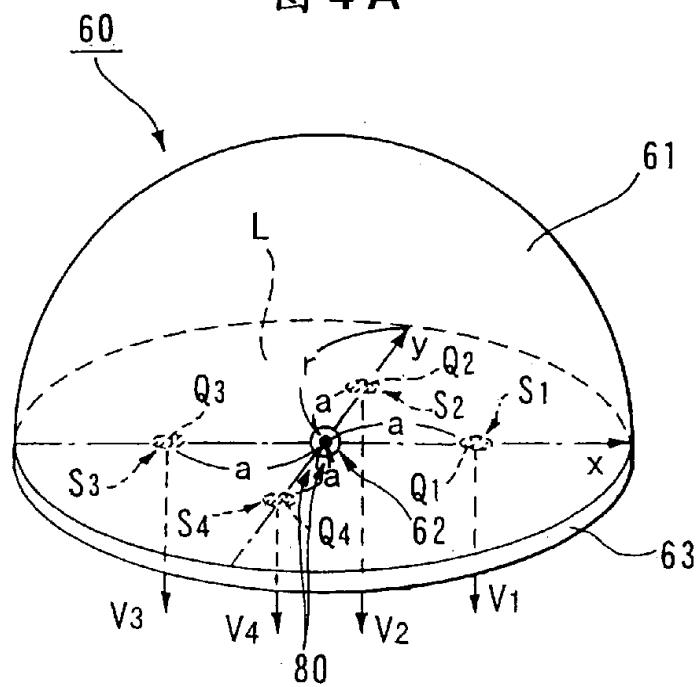


图 4 B

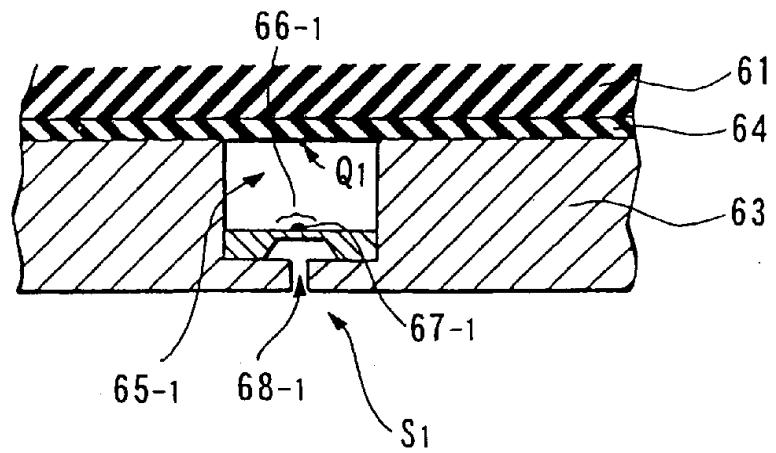


图 5

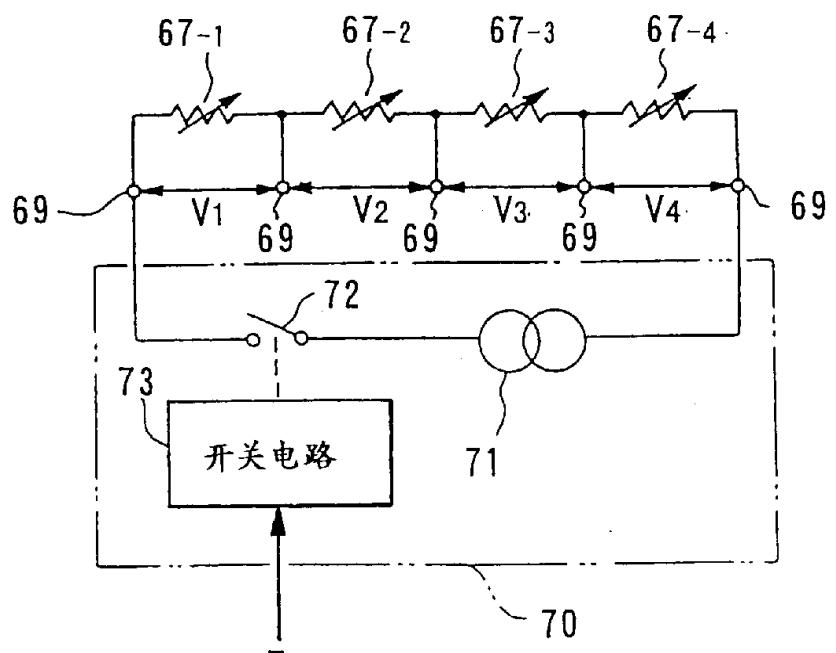


图 6

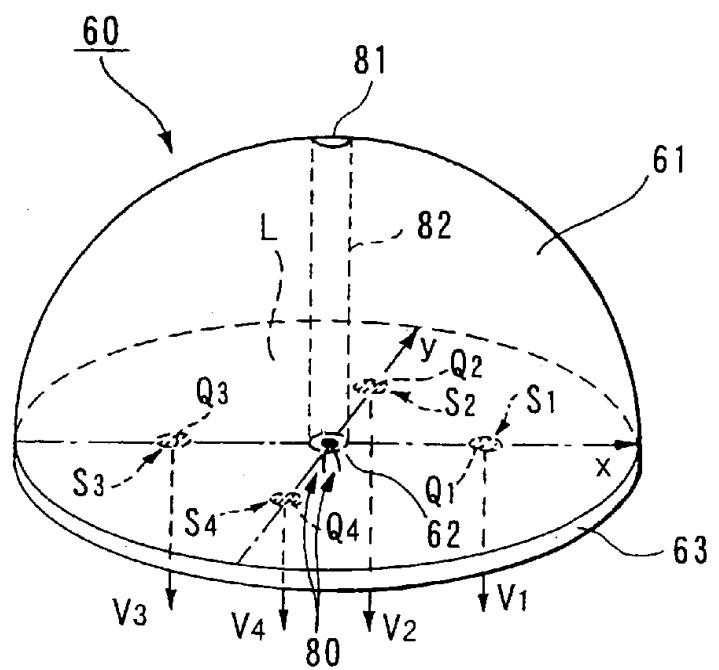


图 7

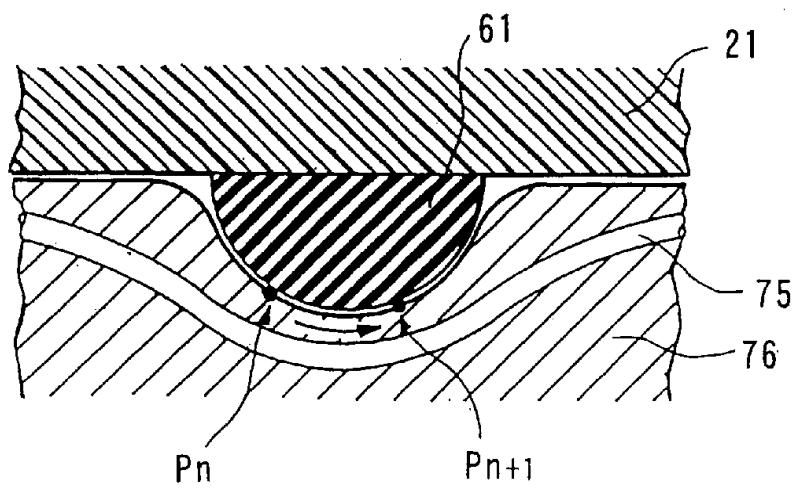


图 8

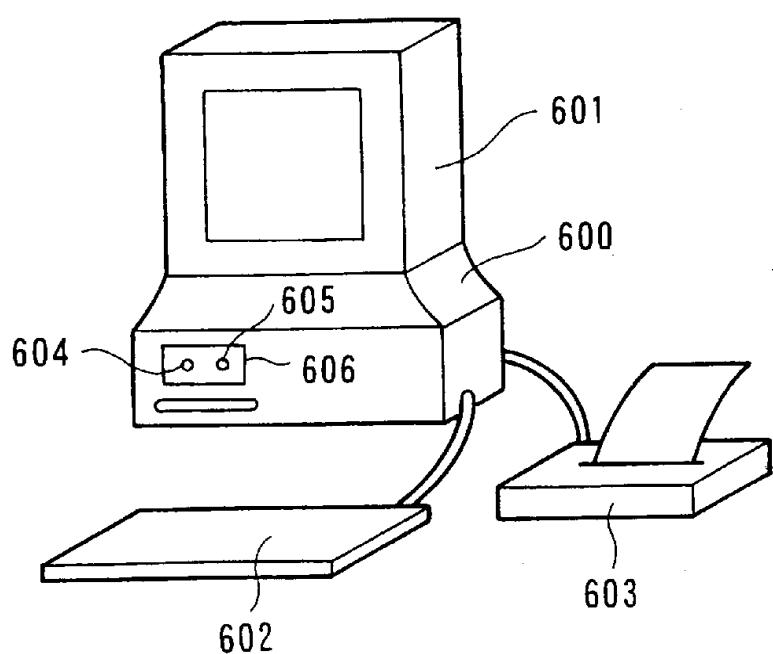


图 9

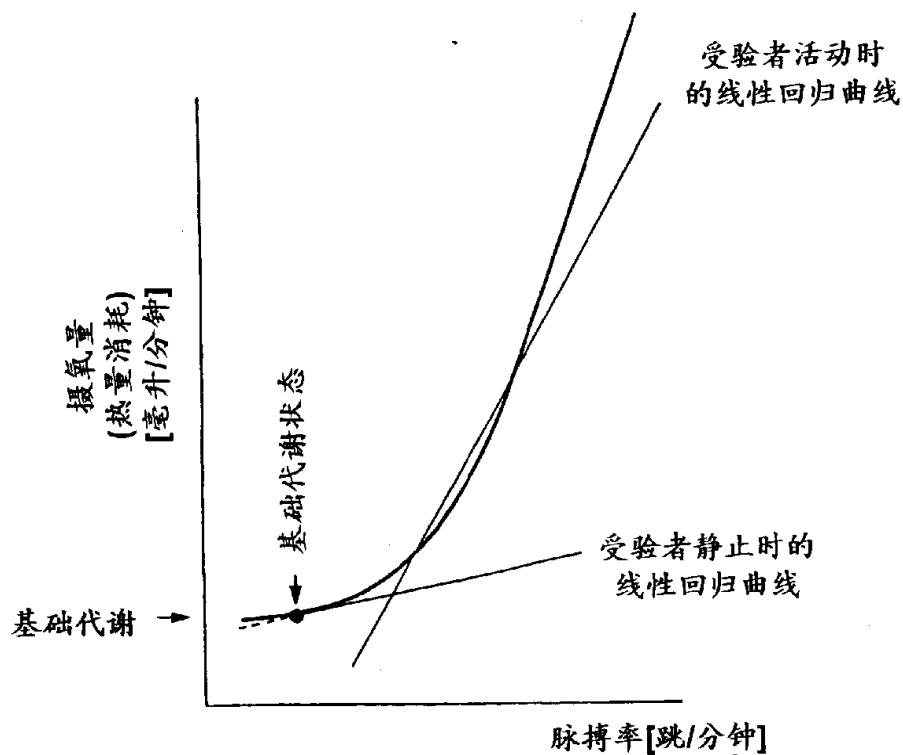


图 10 A

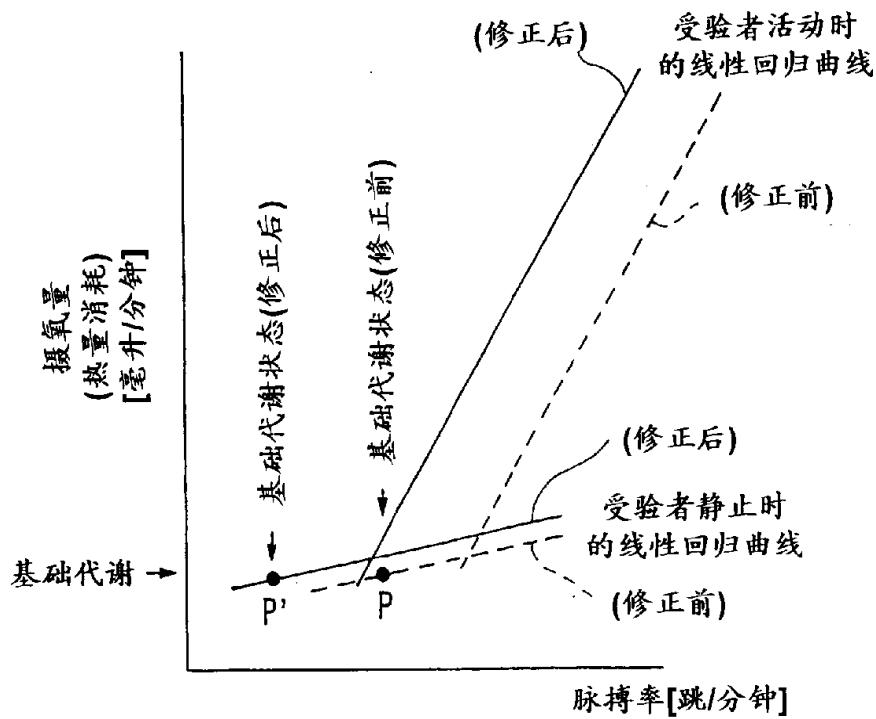


图 10 B

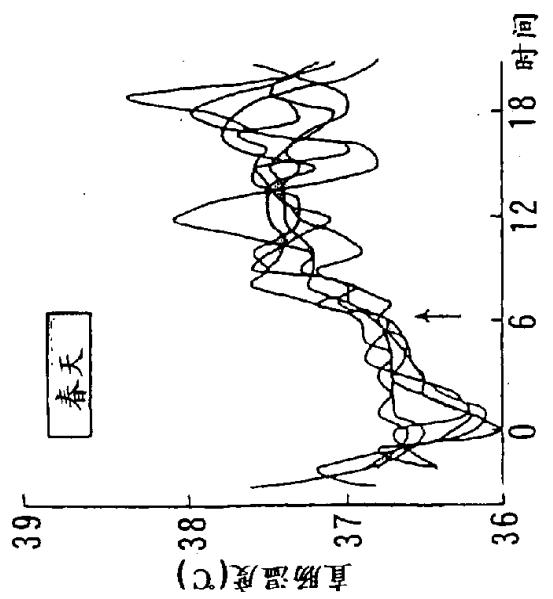


图 11 A

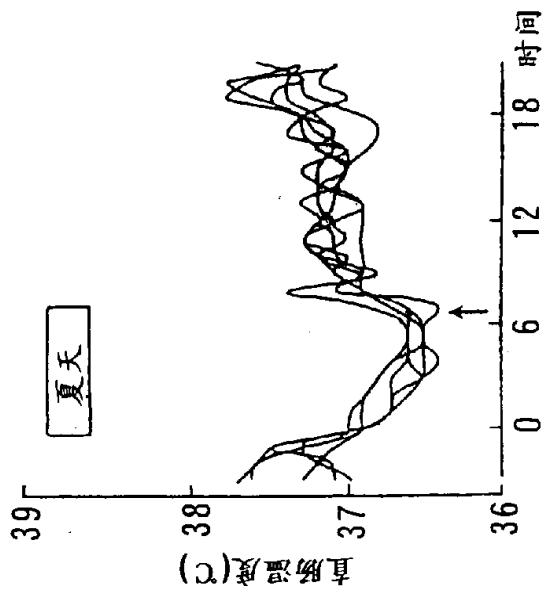
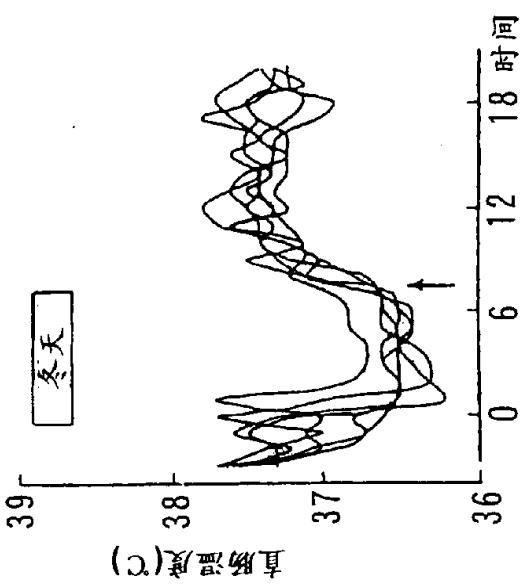
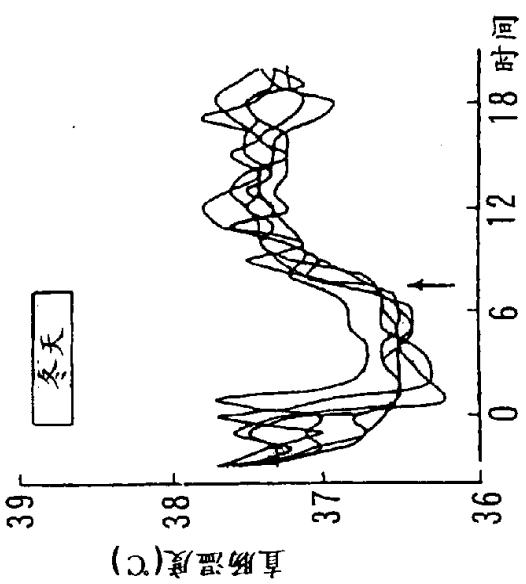
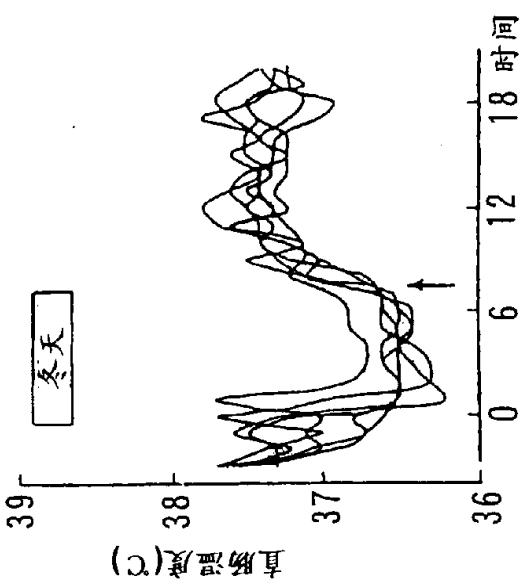


图 11 B



单位身体表面积的标准 基础代谢值(千卡/米 ² /小时)		
年龄(年)	男性	女性
0 ~	48.7	48.4
1 ~	53.6	52.6
2 ~	56.2	55.1
3 ~	57.2	55.6
4 ~	56.5	54.0
5 ~	55.1	51.6
6 ~	52.9	49.5
7 ~	51.1	47.6
8 ~	49.3	46.2
9 ~	47.5	44.8
10 ~	46.2	44.1
11 ~	45.3	43.1
12 ~	44.5	42.2
13 ~	43.5	41.2
14 ~	42.8	39.8
15 ~	41.7	38.1
16 ~	41.0	36.9
17 ~	40.3	36.0
18 ~	39.6	35.6
19 ~	38.8	35.1
20 ~ 29	37.5	34.3
30 ~ 39	35.5	33.2
40 ~ 49	35.6	32.5
50 ~ 59	34.8	32.0
60 ~ 64	34.0	31.6
65 ~ 69	33.3	31.4
70 ~ 74	32.6	31.1
75 ~ 79	31.9	30.9
80 ~	30.7	30.0

图12

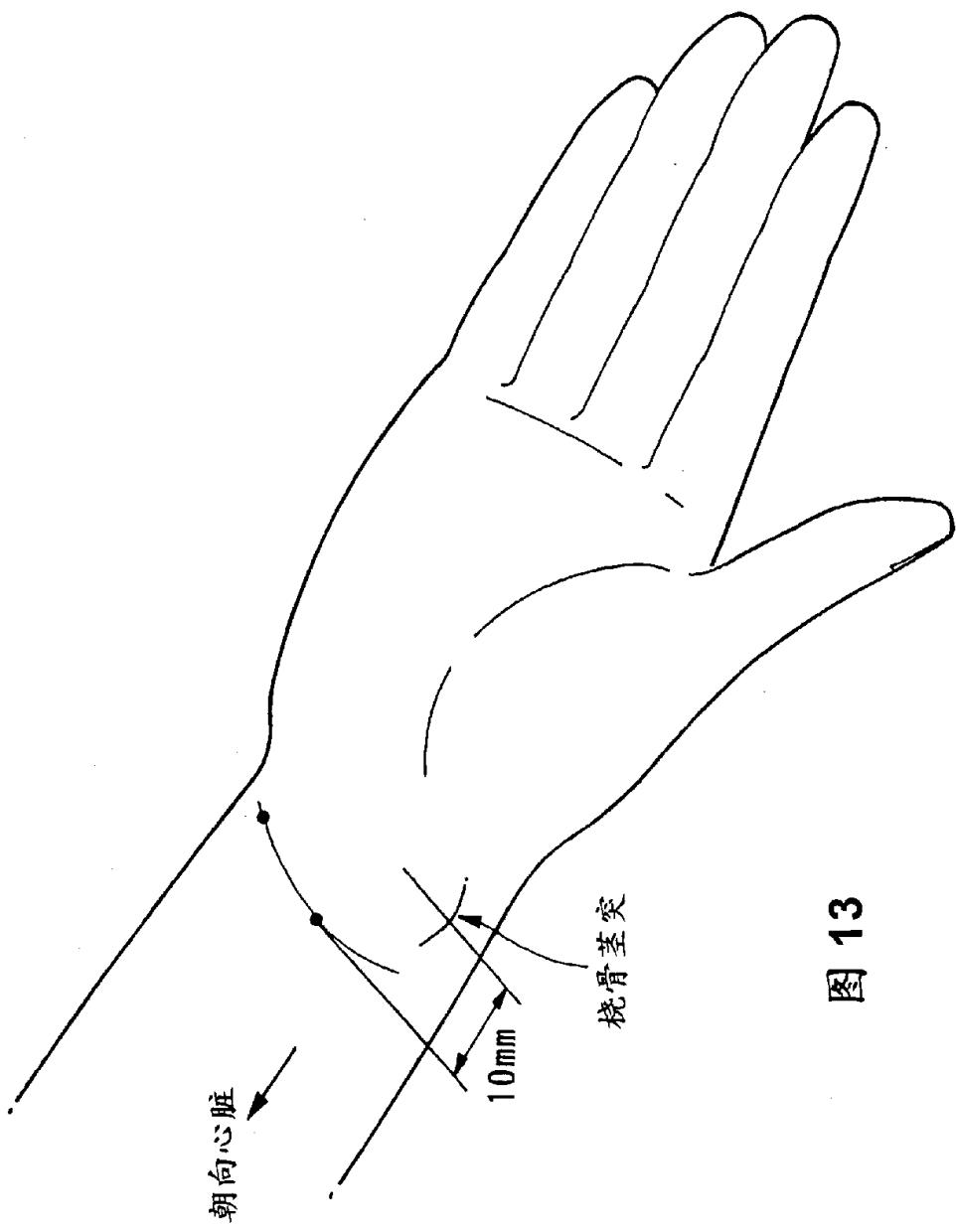


图 13

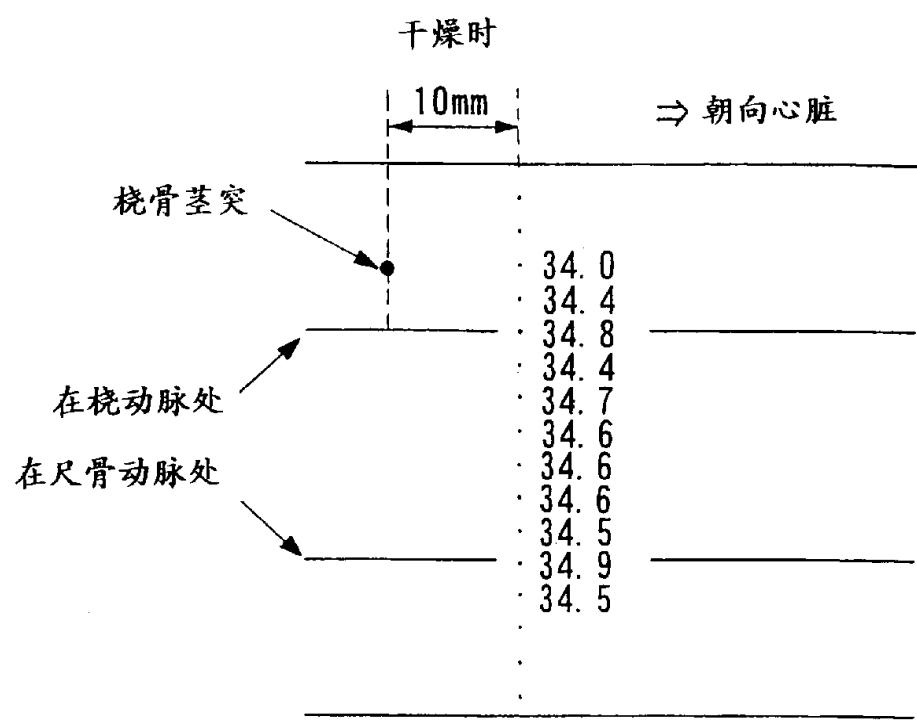


图 14 A

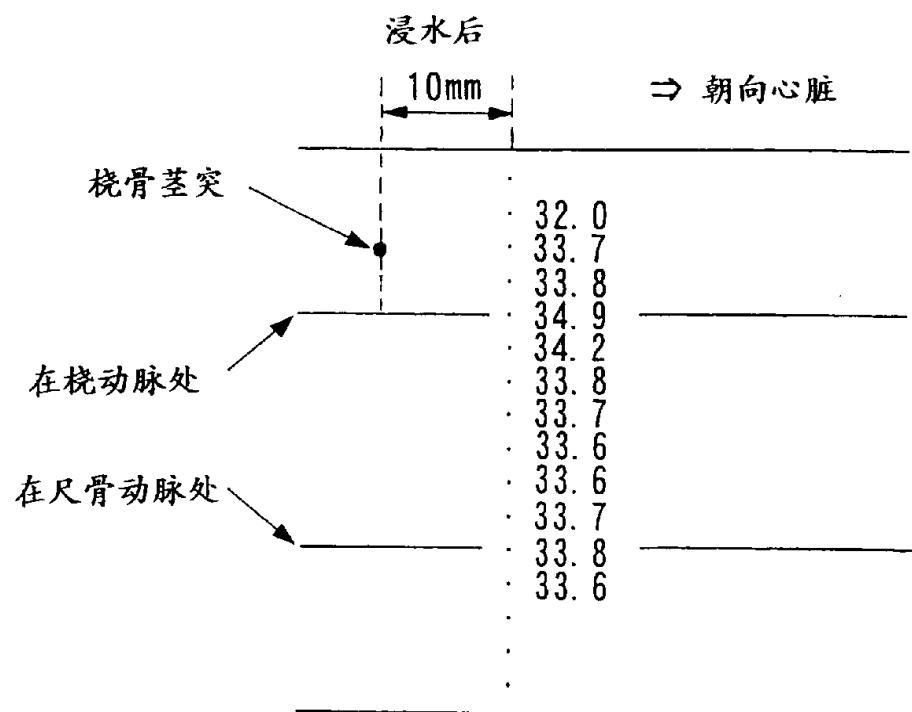


图 14 B

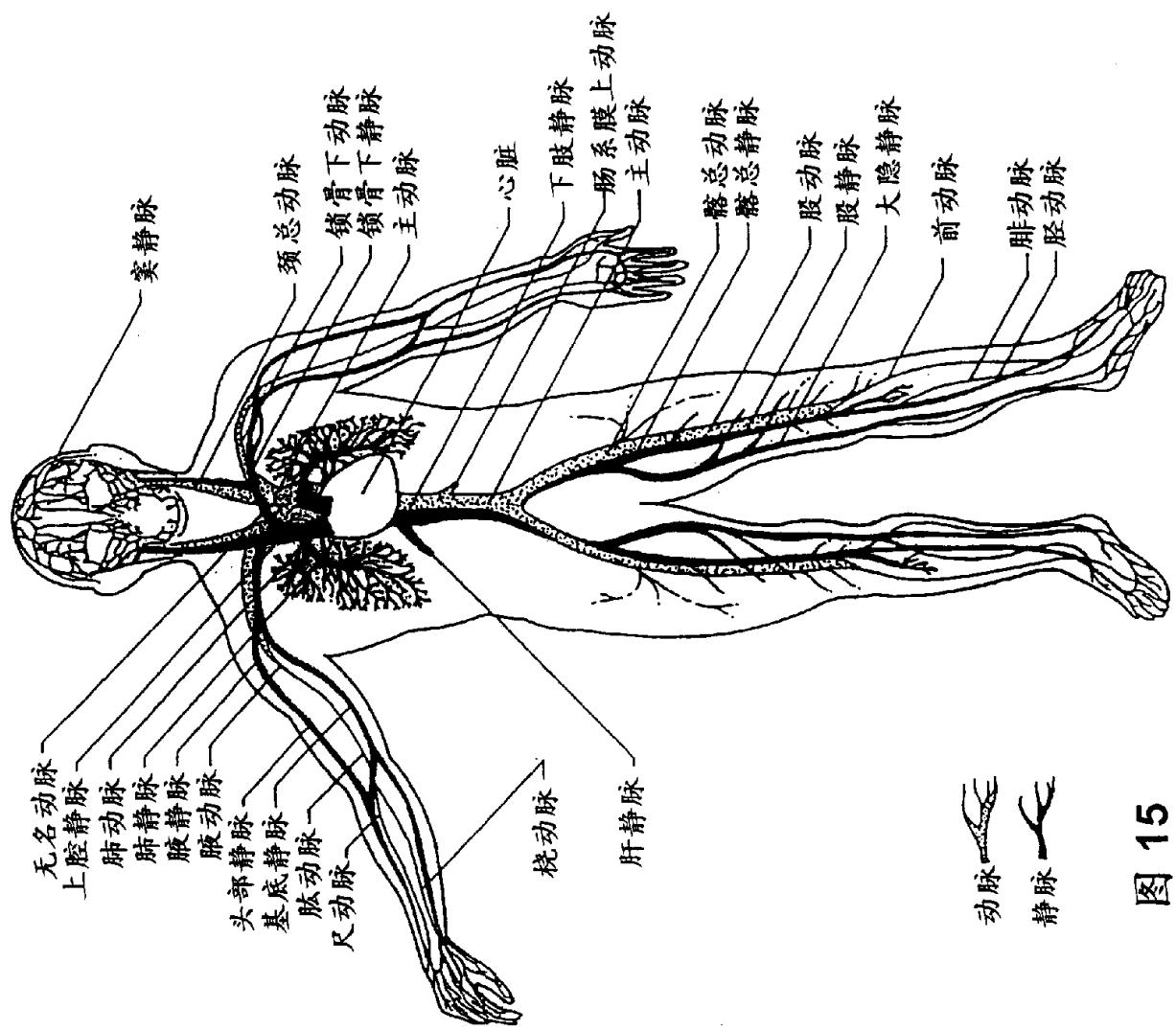


图 15

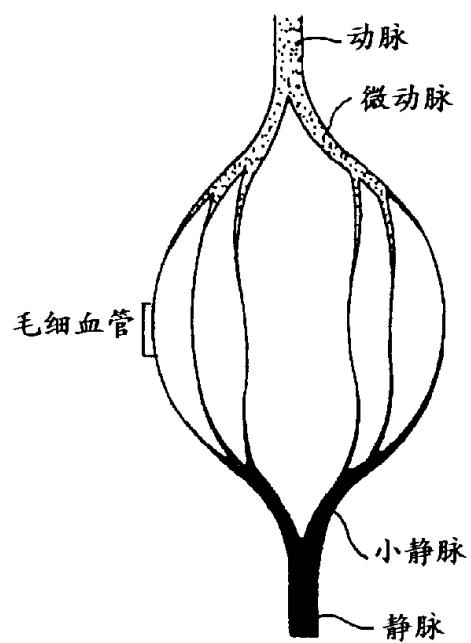


图 16

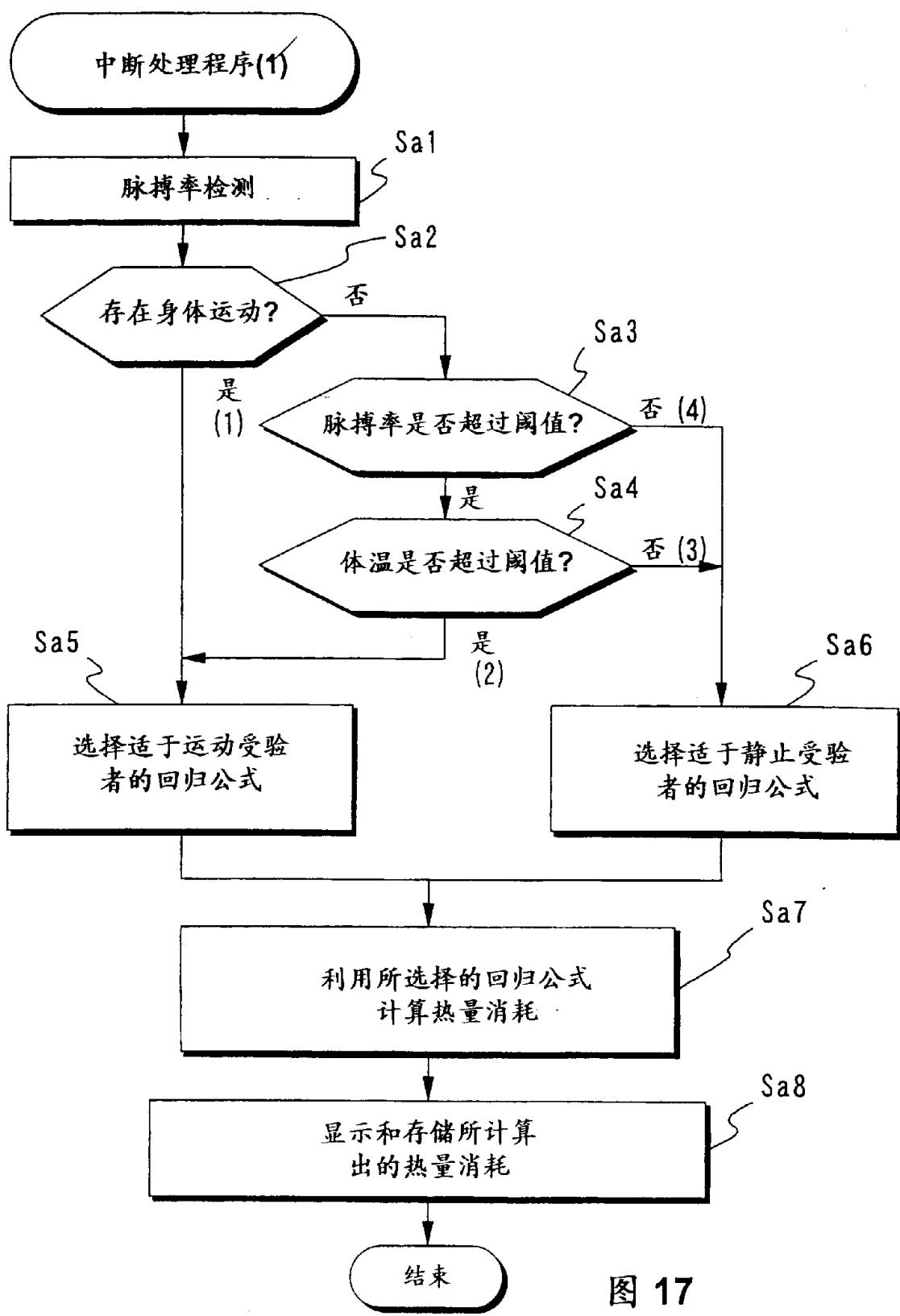


图 17

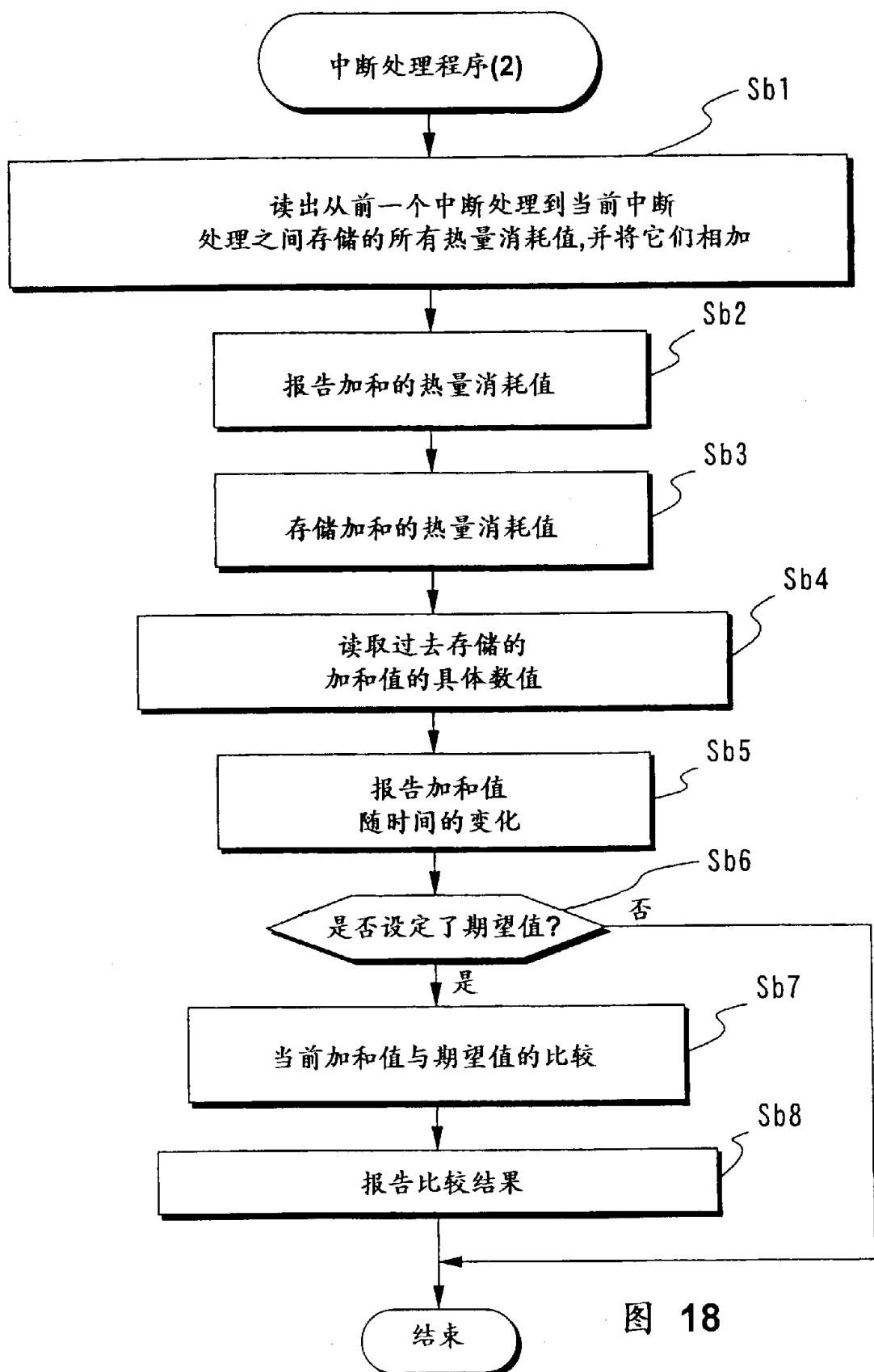
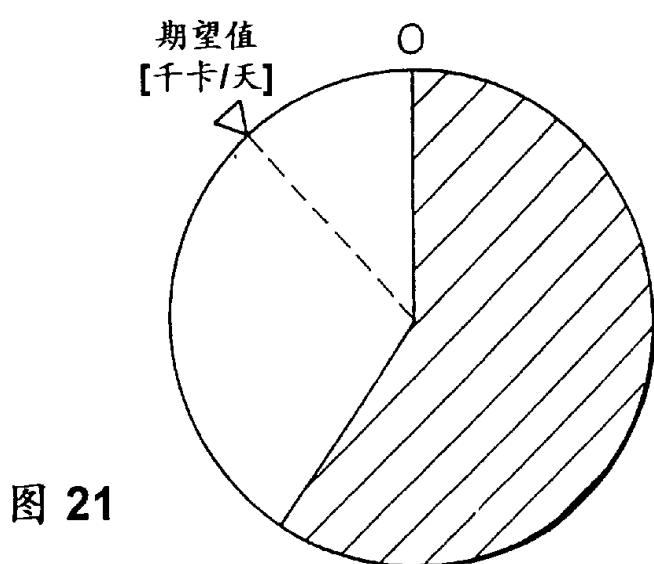
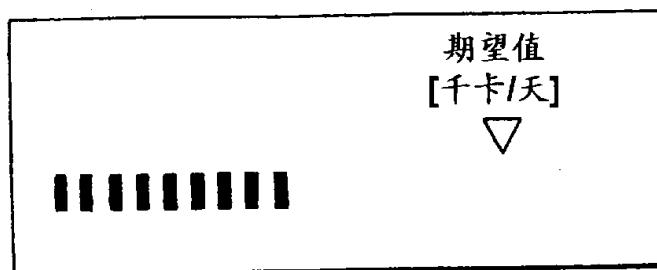
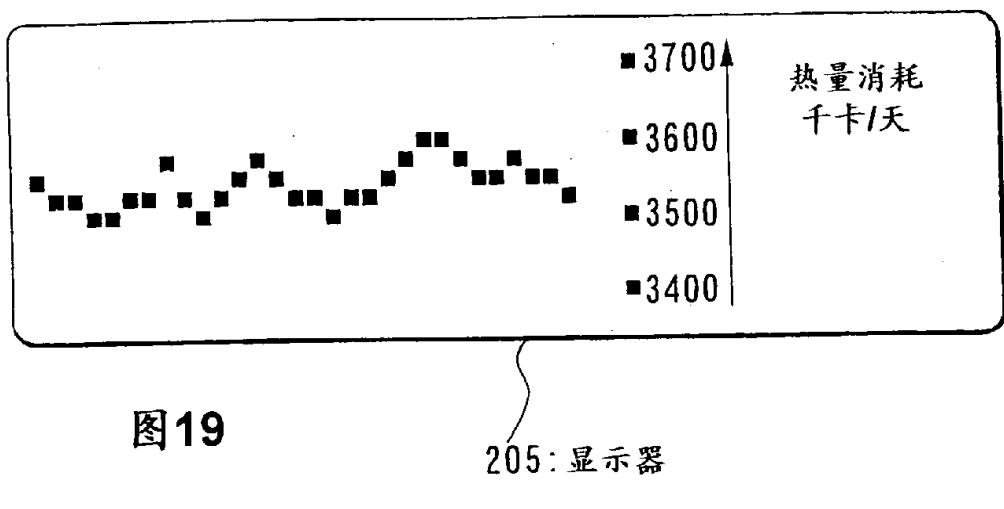


图 18



实现率G	脸形图
$G < 70$	
$70 \leq G < 80$	
$80 \leq G < 90$	
$90 \leq G < 100$	
$100 \leq G < 110$	
$110 \leq G$	

图 22

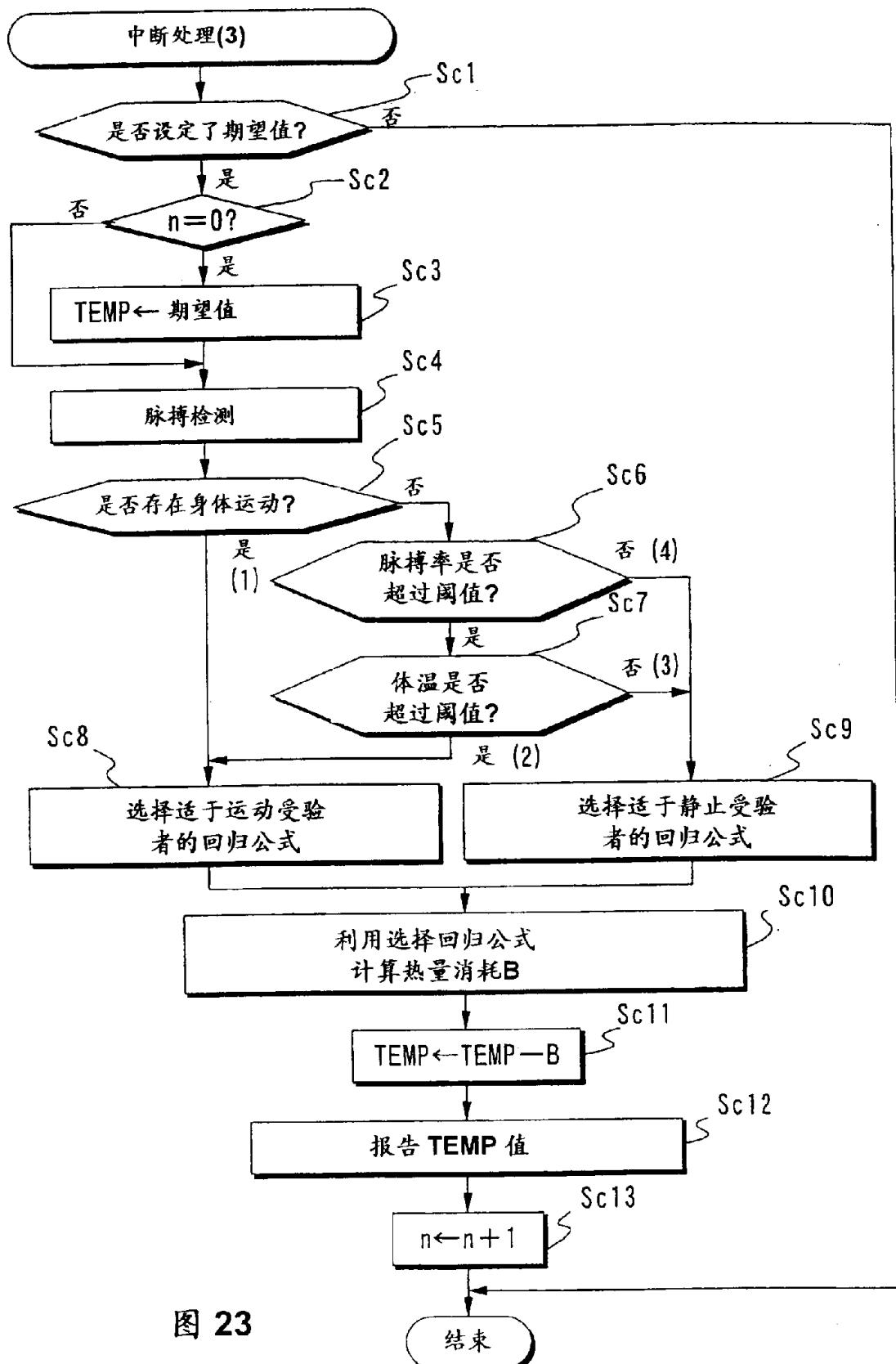


图 23

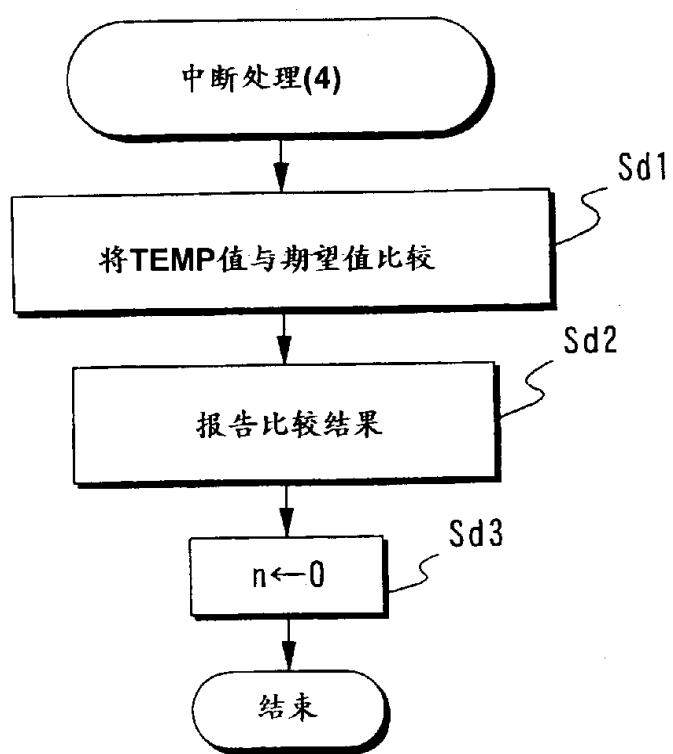


图 24

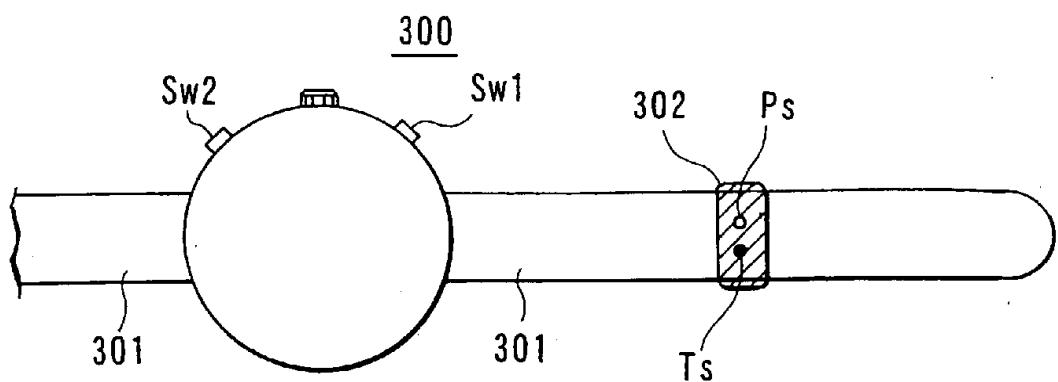


图 25 A

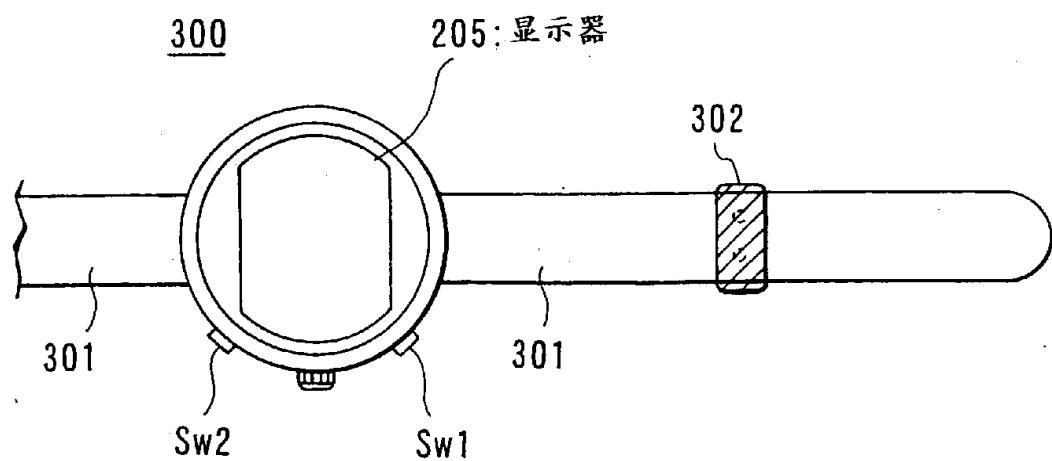


图 25 B

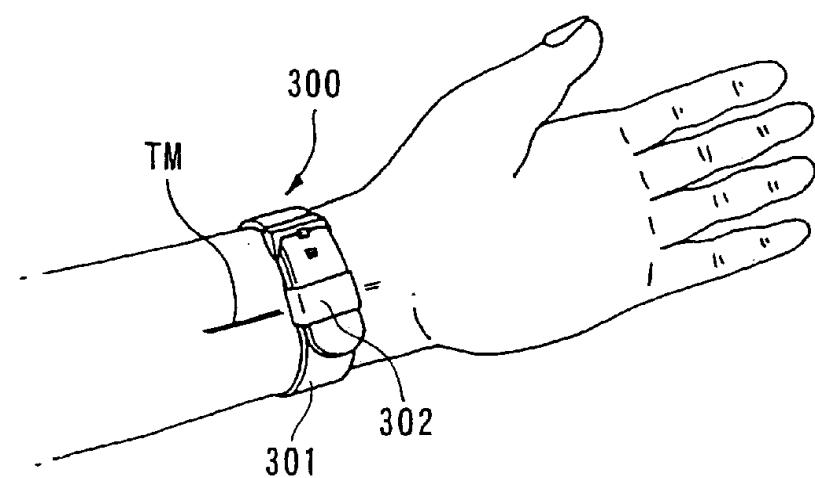


图 26

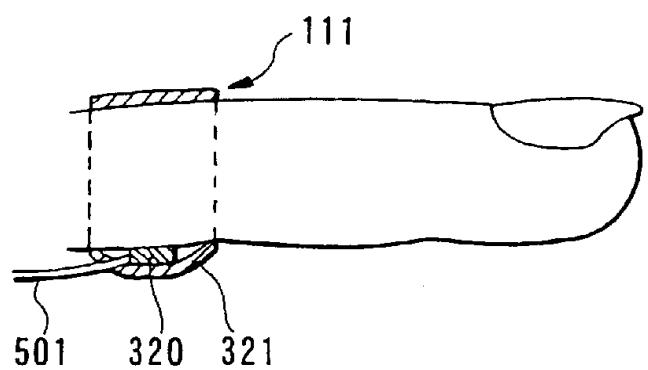


图 27 A

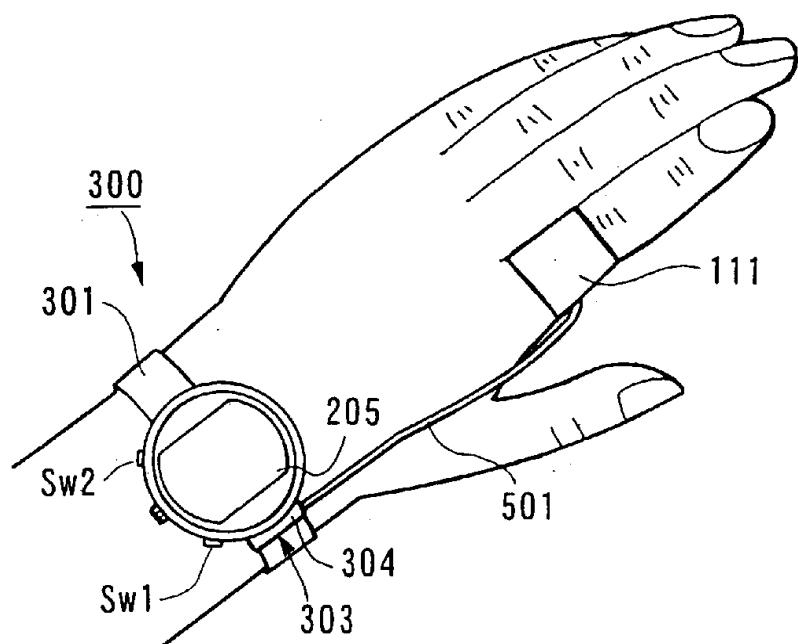


图 27 B

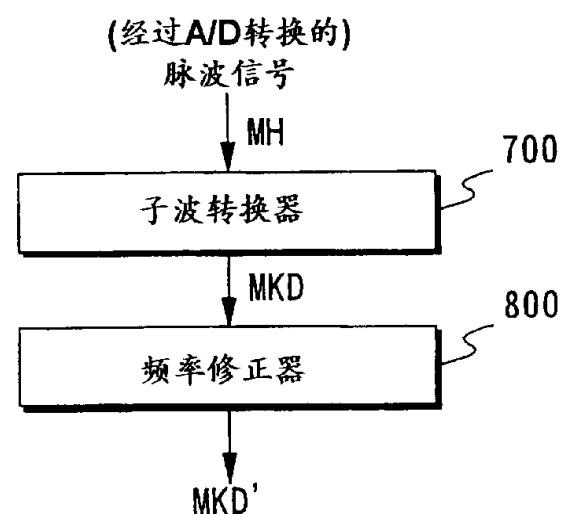


图 28

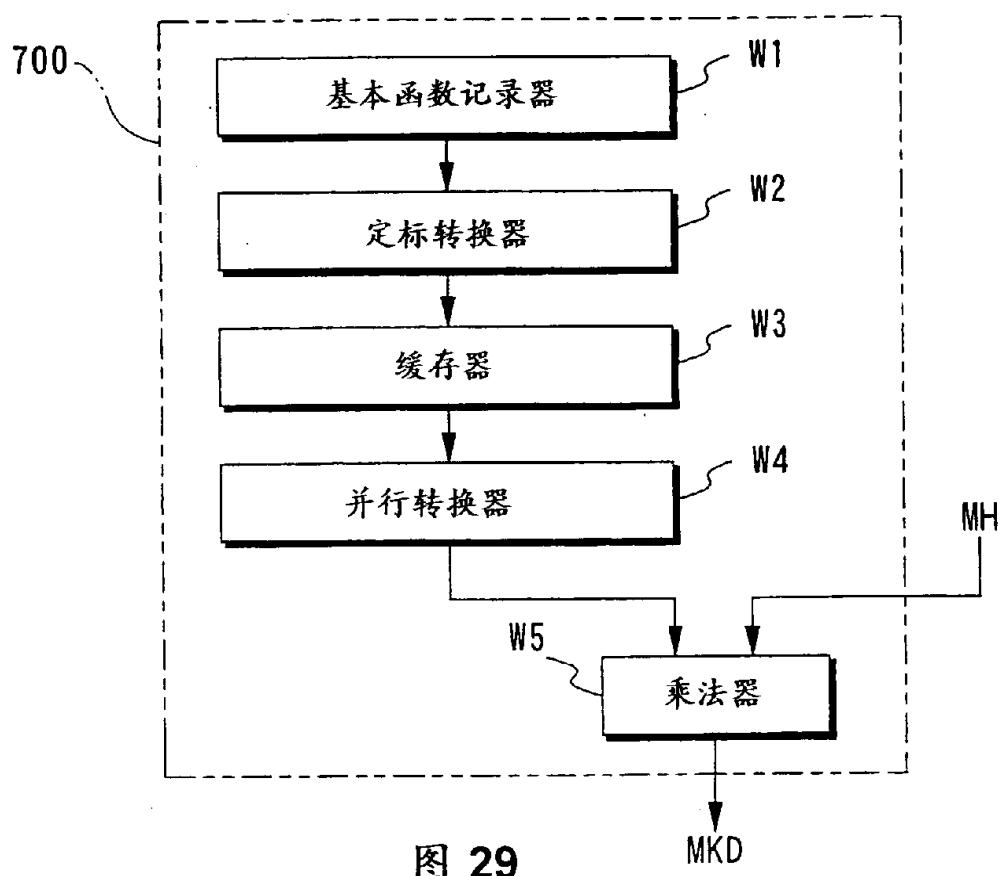


图 29

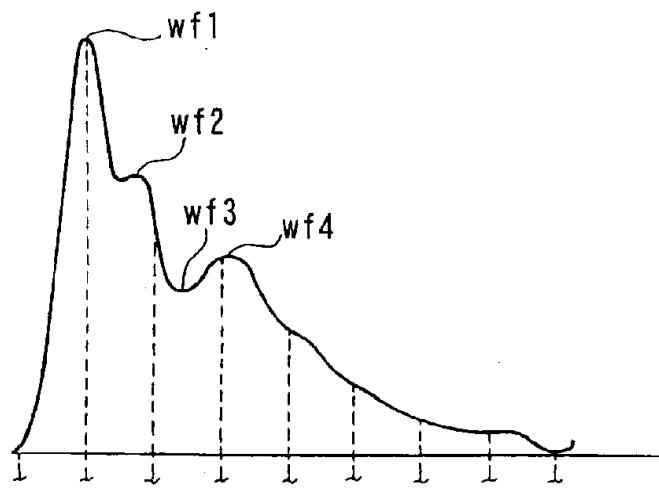


图 30 A

4. 0~3. 5Hz	M18	M28	M88
3. 5~3. 0Hz	M17								⋮
3. 0~2. 5Hz	M16								⋮
2. 5~2. 0Hz	M15								⋮
2. 0~1. 5Hz	M14								⋮
1. 5~1. 0Hz	M13								⋮
1. 0~0. 5Hz	M12	M22							⋮
0. 5~0. 0Hz	M11	M21	M31	M41	M51	M61	M71	M81	

图 30 B

4. 0~3. 5Hz	10	8	5	0	0	0	0	0
3. 5~3. 0Hz	5	4	2	0	0	0	0	0
3. 0~2. 5Hz	2	1	1	0	0	0	0	0
2. 5~2. 0Hz	2	1	3	0	0	0	0	0
2. 0~1. 5Hz	2	2	2	1	0	0	0	0
1. 5~1. 0Hz	6	5	5	4	4	4	4	4
1. 0~0. 5Hz	0	1	1	1	1	1	1	1
0. 5~0. 0Hz	0	1	1	3	3	3	3	3

图 30 C

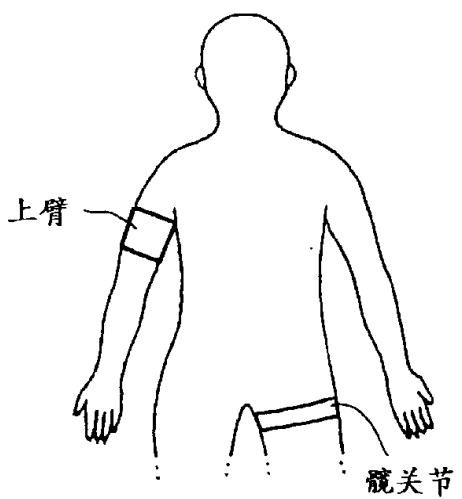


图31

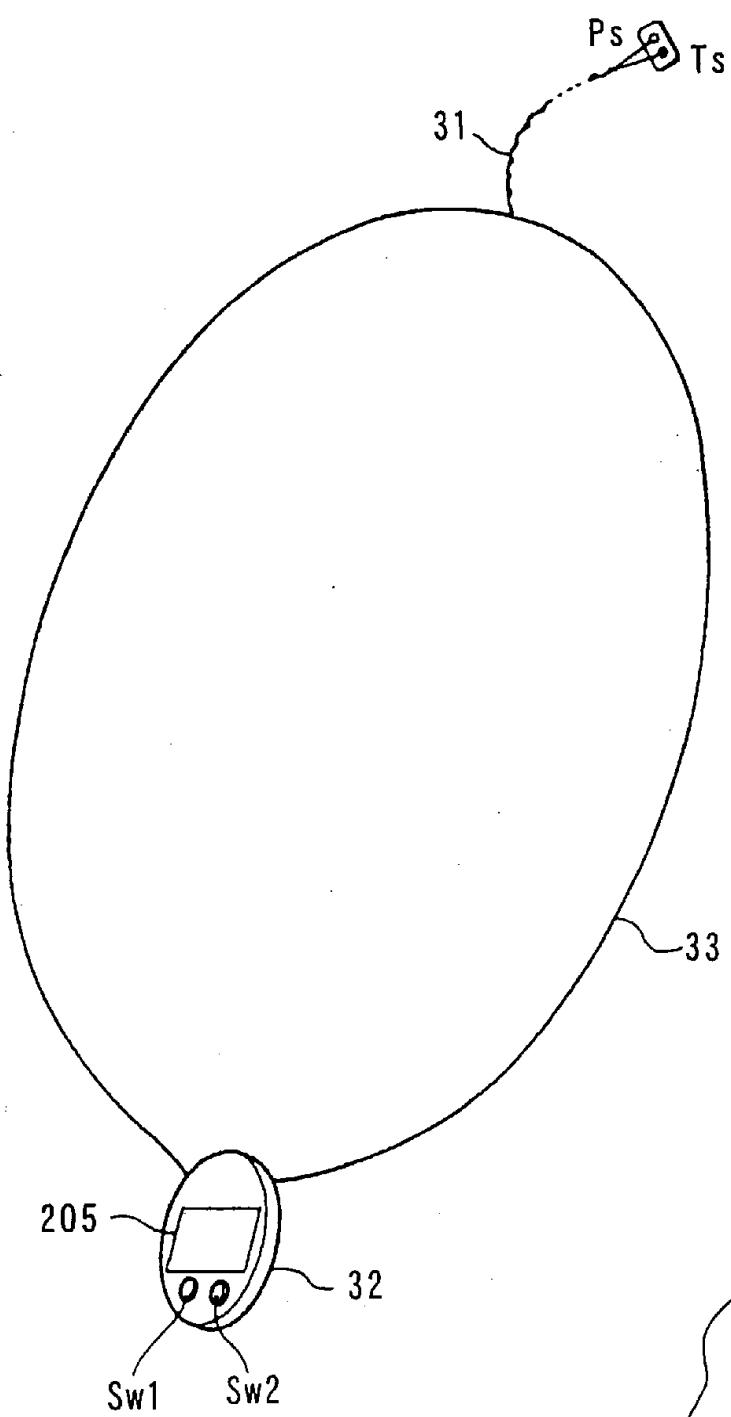


图 32

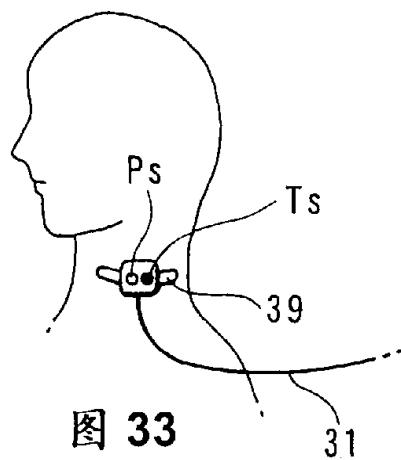


图 33

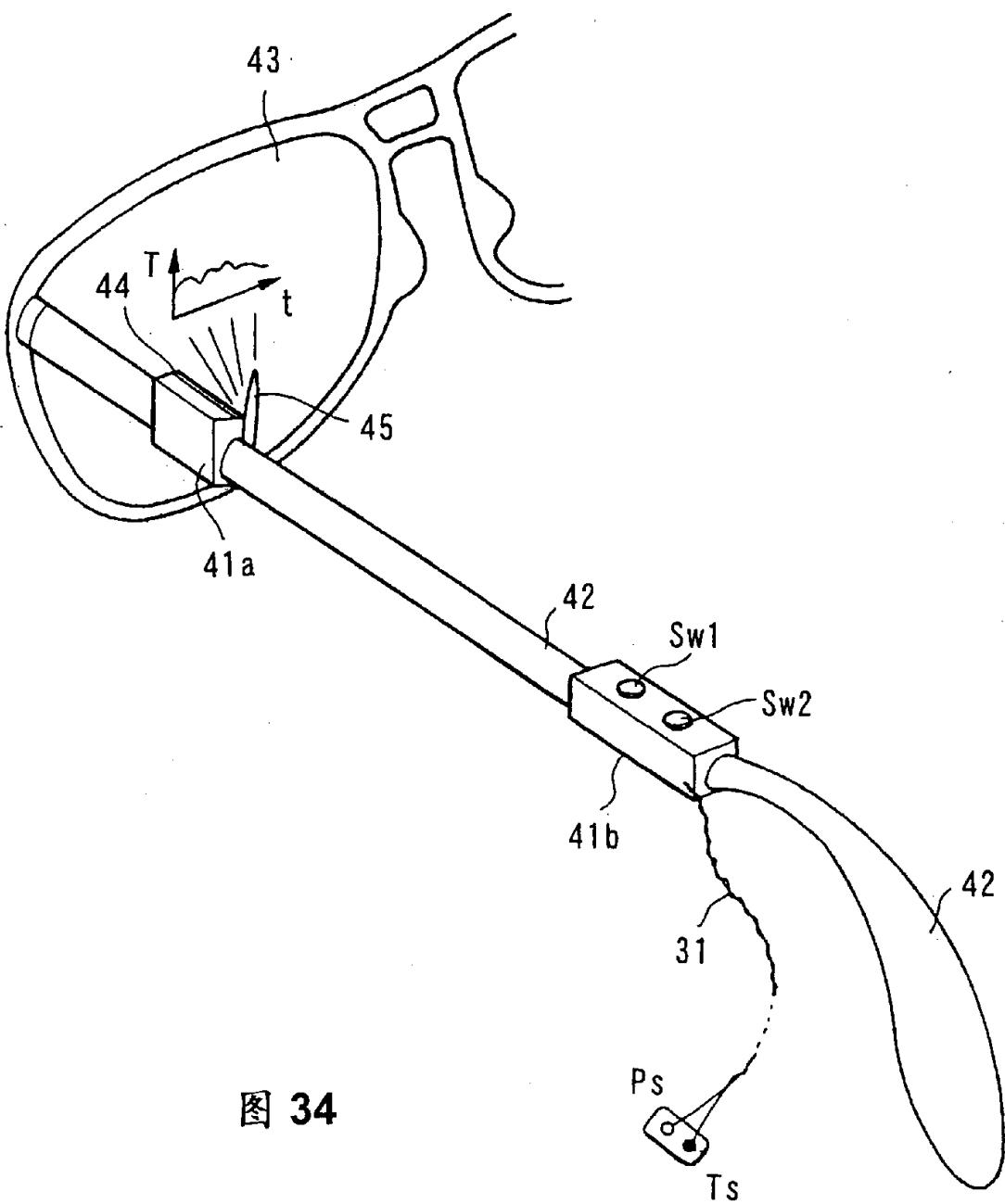


图 34

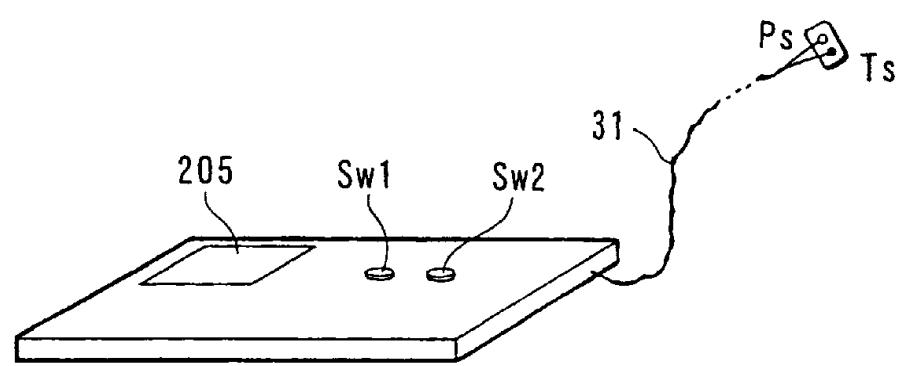


图 35

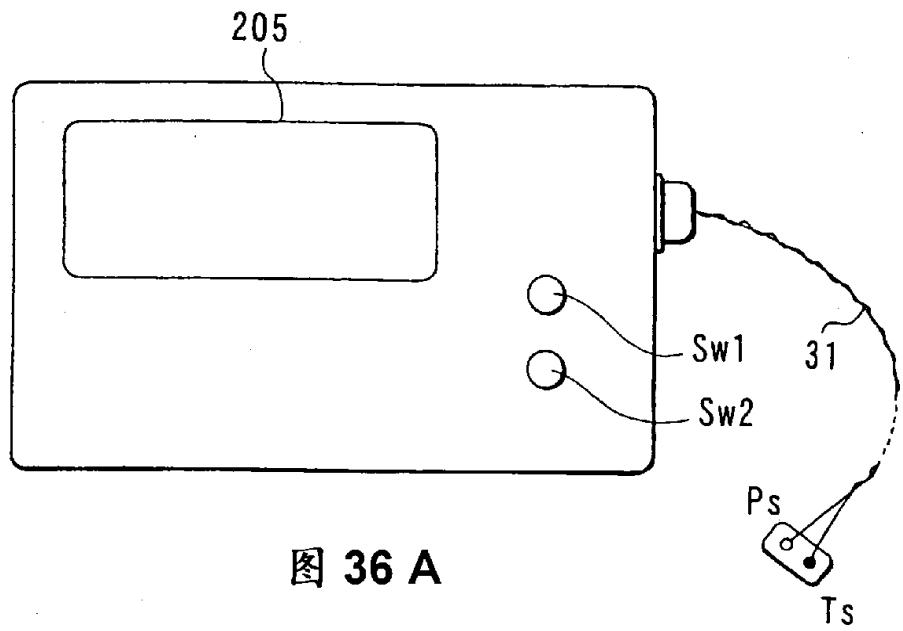


图 36 A

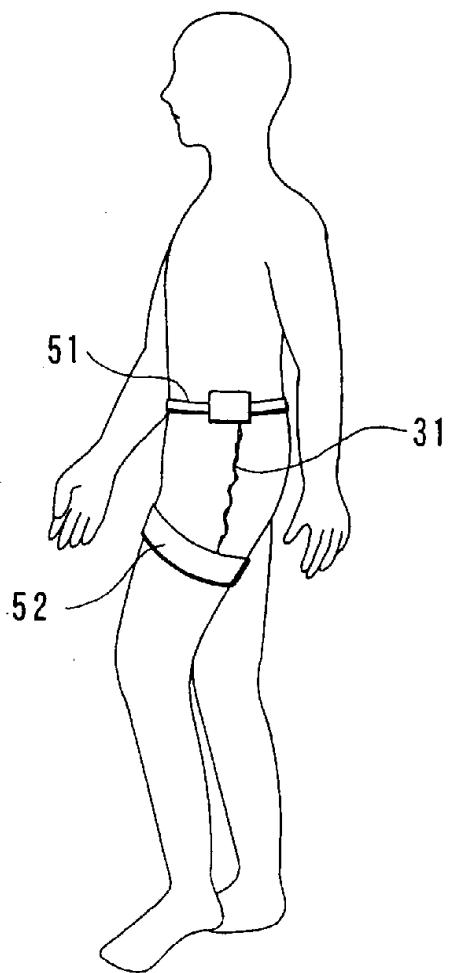
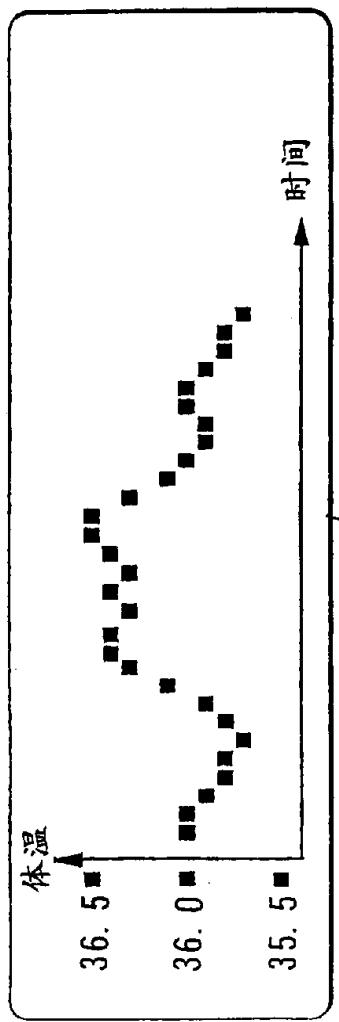


图 36 B



205: 显示器

图37

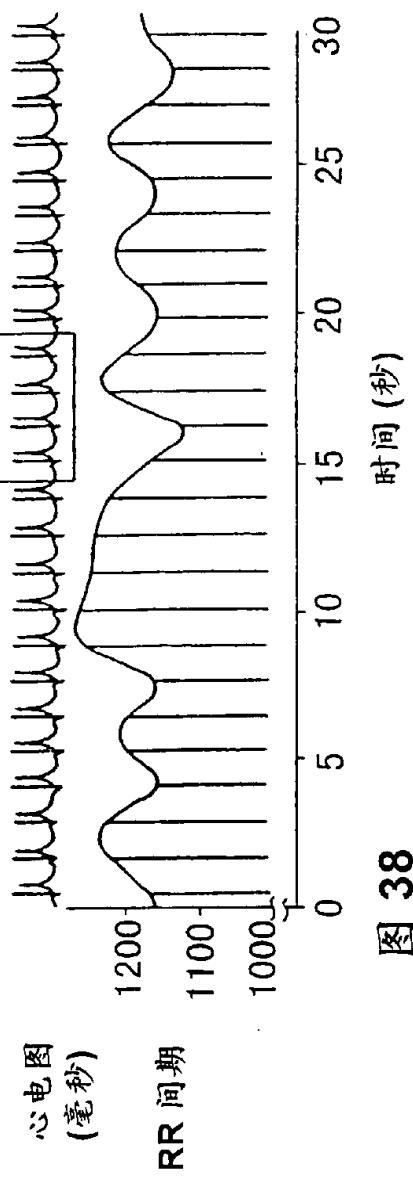
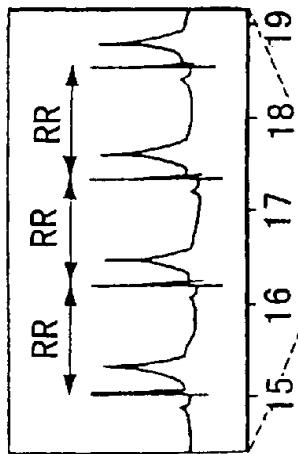


图 38

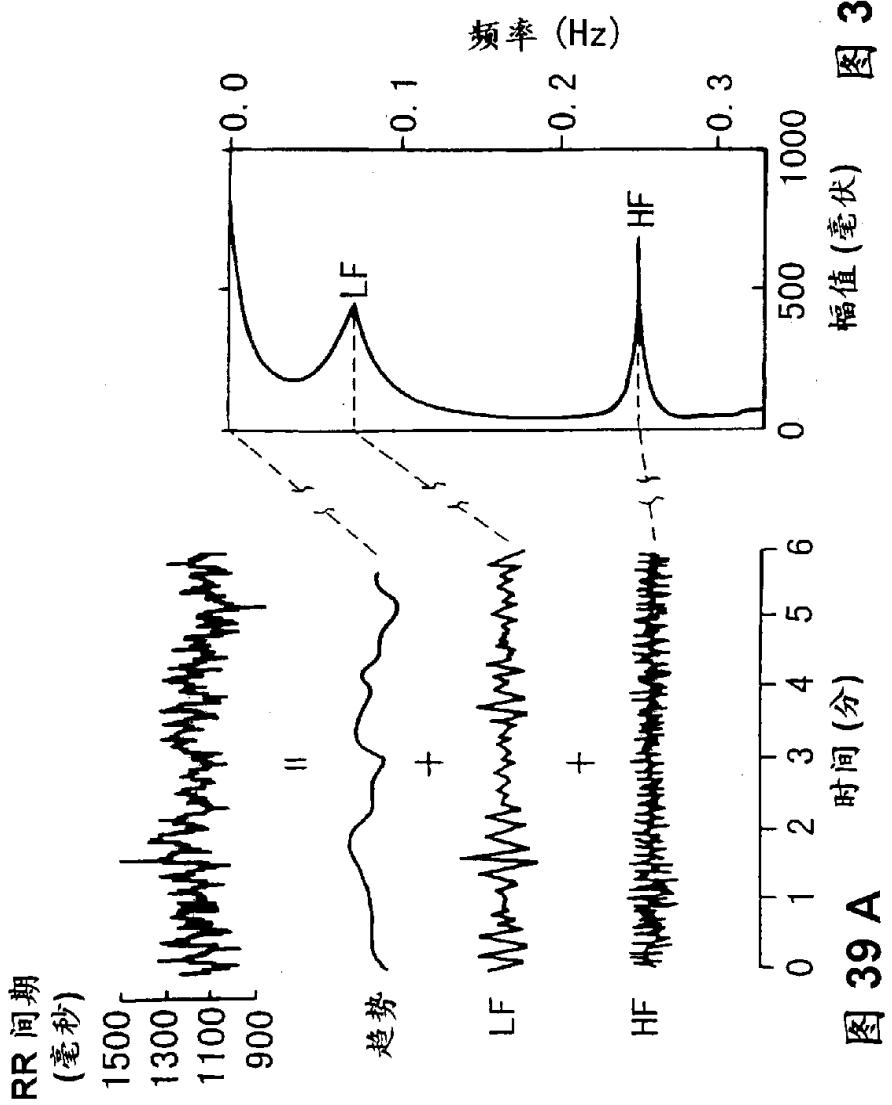


图 39 A 图 39 B

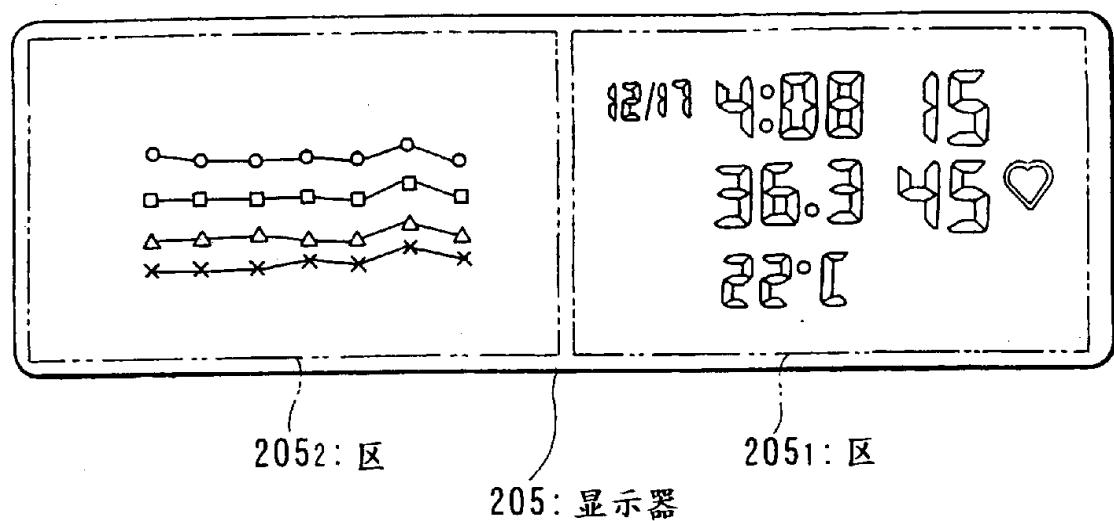


图 40

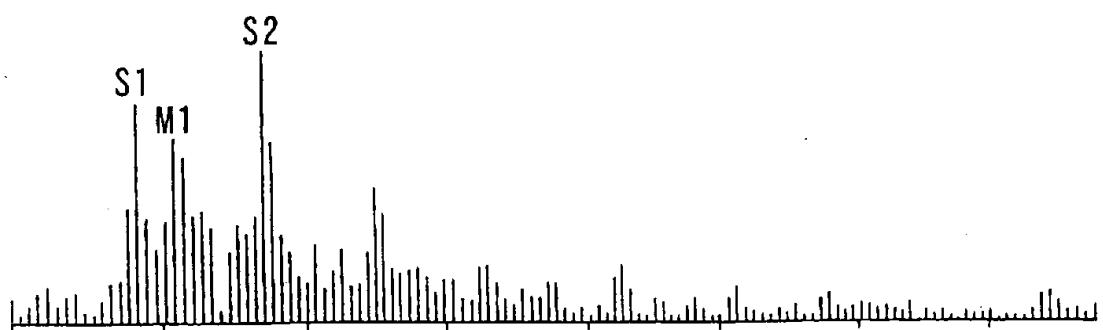


图 41

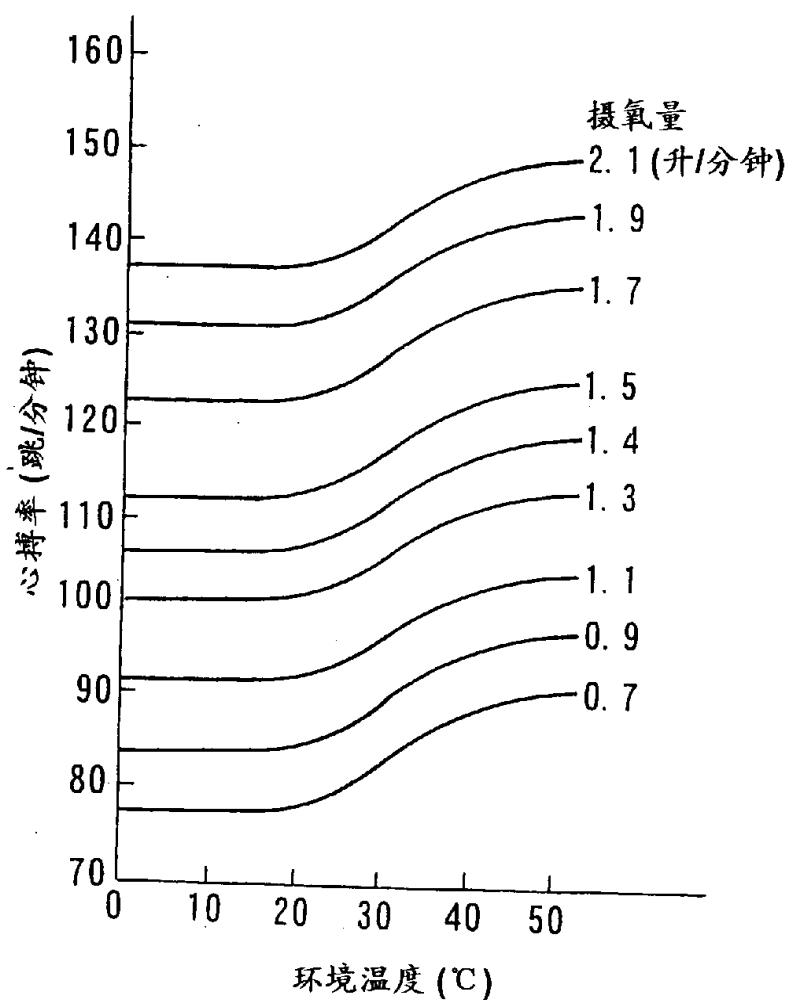


图 42