

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200510097516.3

[51] Int. Cl.

A61B 5/145 (2006.01)

A61B 5/01 (2006.01)

A61B 5/026 (2006.01)

G01K 17/00 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

[43] 公开日 2007年4月18日

[11] 公开号 CN 1947659A

[22] 申请日 2005.12.28

[21] 申请号 200510097516.3

[30] 优先权

[32] 2005.10.14 [33] JP [31] 2005-300962

[71] 申请人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

[72] 发明人 永田浩司 三卷弘 内田刚

浅野林一 木口雅史

[74] 专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司
代理人 熊志诚

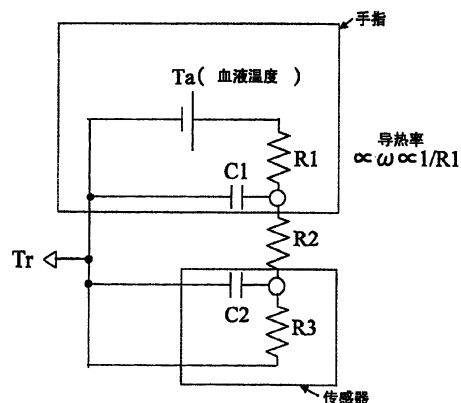
权利要求书4页 说明书23页 附图15页

[54] 发明名称

血糖值测定装置及代谢量测定装置

[57] 摘要

本发明的血糖值测定装置可利用简单的装置结构和简易的信号处理技术来简便地进行血流量的测量。使用整合了对被测定部位施以温度测量功能和热负荷的功能的测定功能部，并各据由测定功能部所得到的测定结果来进行用于提取伴随着因血流引起的表面温度恢复的温度变化部分的处理。



1. 一种血糖值测定装置，其具备：

测定来自体表的多个温度，获得用于算出与从上述体表的散热相关的对流传热量和辐射传热量的信息的热量测定部；

获得与血氧含量相关的信息的氧含量测定部；

存储与上述多个温度及上述血氧含量分别对应的参数和血糖值之间的关系存储部；

将从上述热量测定部及上述氧含量测定部输入的多个测定值分别转换为上述参数，并将上述参数运用于存储在上述存储部的上述关系中来运算血糖值的运算部；

显示由上述运算部算出的结果的显示部；其特征在于：

上述氧含量测定部具有获得与血流量相关信息的血流量测定部，和获得血中的血红蛋白浓度、血红蛋白氧饱和度的光学测定部；

上述血流量测定部具有：体表接触部，设置成跟与上述体表接触部的接触体表的面相反一侧的面相接触的温度检测器，金属块，使上述温度检测器和上述金属块热连接的热连接部件。

2. 根据权利要求1所述的血糖值测定装置，其特征在于：

上述热连接部件的导热率小于上述金属块的导热率。

3. 根据权利要求1所述的血糖值测定装置，其特征在于：

上述金属块具有大于等于 3.0×10^{-3} (KJ/K) 的热容量。

4. 一种血糖值测定装置，其特征在于，具备：

测定环境温度的环境温度测定器；

与体表接触的体表接触部；

测定来自上述体表的辐射热的辐射热检测器；

设置成跟与上述体表接触部的接触体表的面相反一侧的面相接触的温度检测器；

金属块；

使上述温度检测器和上述金属块热连接的热连接部件；

朝向上述体表接触部，并照射至少两个不同波长的光的光源；

检测对上述体表照射后的光的光检测器；

具有将上述环境温度测定器、上述辐射热检测器、上述温度检测器以及上述光检测器各自的输出分别转换为参数的转换部，和预先存储上述参数与血糖值的关系并将上述参数运用于上述关系中来运算血糖值的处理部的运算部；

显示由上述运算部所输出的结果的显示部。

5. 根据权利要求4所述的血糖值测定装置，其特征在于：

上述热连接部件的导热率小于上述金属块的导热率。

6. 根据权利要求4所述的血糖值测定装置，其特征在于：

上述金属块具有大于等于 3.0×10^{-3} (KJ/K) 的热容量。

7. 一种代谢量测定装置，其具备：

测定环境温度的环境温度测定器；

测定来自被测定体体表上的第一部位的温度的第一部位温度测定器；

摄取与上述被测定体的上述第一部位不同位置的第二部位的温度的第二部位温度摄取部；

取得与上述第一部位的血流量相关的信息的信息的血流量取得部；

存储上述环境温度、来自上述第一部位的温度、上述第二部位的温度及上述血流量与代谢量之间关系的存储部；

将由上述环境温度测定器测定到的环境温度、由上述第一部位温度测定器测定到的第一部位温度、由上述第二部位温度摄取部摄取到的第二部位温度和由上述血流量取得部取得的血流量运用于存储在存储部的上述关系中来运算代谢量的运算部；

显示由上述运算部运算得到的结果的显示部；其特征在于：

上述血流量取得部具有；与上述体表上的第一部位接触的体表接触部，设置成跟与上述体表接触部的接触体表的面相反一侧的面相接触的温度检测器，金属块，使上述温度检测器和上述金属块热连接的热连接部件。

8. 根据权利要求7所述的代谢量测定装置，其特征在于：

上述第二部位温度摄取部由体温计构成，上述体温计的输出供给上述运

算部。

9. 根据权利要求7所述的代谢量测定装置，其特征在于：

上述第二部位温度摄取部具有用于以数值方式输入体温的操作部。

10. 根据权利要求7所述的代谢量测定装置，其特征在于：

上述第一部位是被测定体的四肢部位，上述第一部位温度测定器测定上述四肢部位的温度。

11. 根据权利要求7所述的代谢量测定装置，其特征在于：

上述热连接部件的导热率小于上述金属块的导热率。

12. 根据权利要求7所述的代谢量测定装置，其特征在于：

上述金属块具有大于等于 3.0×10^{-3} (KJ/K) 的热容量。

13. 根据权利要求7所述的代谢量测定装置，其特征在于：

还具有摄取与上述第一部位的氧饱和度有关的信息的氧饱和度摄取部；上述存储部存储来自上述第一部位的温度、上述第二部位的温度、上述血流量及上述氧饱和度与代谢量之间的关系；上述运算部将由上述环境温度测定器测定到的环境温度、由上述第一部位温度测定器测定到的第一部位温度、由上述第二部位温度摄取部摄取到的第二部位温度、由上述血流量取得部所取得的血流量、由上述氧饱和度摄取部摄取的氧饱和度部运用于存储在存储部的上述关系中来运算代谢量。

14. 一种代谢量测定装置，其特征在于，具备：

测定环境温度的环境温度测定器；

与体表第一部位接触的体表接触部；

与上述体表接触部连接且一端开口的筒状部件；

设于上述筒状部件的另一端附近，测定来自上述第一部位的辐射热的辐射温度计；

具有设置成跟与上述体表接触部的接触第一部位的面相反一侧的面相接触的温度检测器，金属块，使上述温度检测器和上述金属块热连接的热连接部件，且根据与上述体表的第一部位接触后的上述体表接触部的温度变化取得与上述第一部位的血流量相关的信息的信息的血流量取得部；

朝向上述筒状部件的上述一端，照射至少两个不同波长的光的光源；

检测与上述体表相互作用的光的光检测器；

摄取与上述体表的上述第一部位不同部位的第二部位的温度的第二部位温度摄取部；

将由上述环境温度测定器测定到的环境温度、由上述第一部位温度测定器测定到的第一部位温度、由上述第二部位温度摄取部摄取到的第二部位温度、由上述血流量取得部所取得的血流量及由上述光检测器测定到的光检测结果运用于与预先存储的代谢量之间的关系中来运算代谢量的运算部；

显示从上述运算部输出的结果的显示部。

15. 根据权利要求 14 所述的代谢量测定装置，其特征在于：

上述热连接部件的导热率小于上述金属块的导热率。

16. 根据权利要求 14 所述的代谢量测定装置，其特征在于：

上述金属块具有大于等于 3.0×10^{-3} (KJ/K) 的热容量。

17. 根据权利要求 14 所述的代谢量测定装置，其特征在于：

上述第二部位温度摄取部是体温计。

18. 根据权利要求 14 所述的代谢量测定装置，其特征在于：

上述第二部位温度摄取部是用于以数值方式输入体温的操作部。

19. 根据权利要求 14 所述的代谢量测定装置，其特征在于：

上述第一部位是被测定体的四肢部位，上述第一部位温度测定器测定上述四肢部位的温度。

血糖值测定装置及代谢量测定装置

技术领域

本发明涉及使用由皮肤表面（経皮的に）测量皮肤组织中的血流量的技术，能够以非介入方式（非侵襲的）及简易地测定血糖值或代谢量的装置。

背景技术

作为由皮肤表面测量皮肤组织中的血流量的技术，公知的有使用激光照射的方法和利用热电效果的方法。作为前者的例子有日本特许第 3478346 号公报所公开的激光组织血流测定方法。这种方法是通过对被测定部的皮肤照射激光，并通过对与此时所得到的反射及散射光信号的强度相重叠的强度变化的频率进行分析来算出血流量的方法。作为后者的例子有用导热块和热电偶来测定内表面温度的方法（日本特开平第 7-248267 号公报）。这种方法通过在作为测定对象部位的皮肤表面上设有加热点和与其靠近的温度测定点，在加热点进行加热的同时在温度测定点进行温度测定，并通过反馈控制加热量来使皮肤表面温度保持一定。这种方法是根据此时加热点的加热量的变化与其皮下的血流量成比例的原理来算出血流量。

虽然上述方法是一直以来所普遍使用的血流量测定方法，但是，无论在哪种方式中都不可避免地存在测量装置结构复杂或需要对所得到的测定信号进行高度信号处理的技术以及装置的大型化和高成本化的问题。

发明内容

本发明鉴于上述现有技术的问题，其目的在于提供可用简单的装置结构和简易的信号处理技术来简便地进行血流量的测定，并可使用所得到的血流量信息以非介入方式及简易地测定血糖值或代谢量的装置。

根据文献《血液循环和与生物体热输送现象相关的数值的实验研究》（“血流循環と生体熱輸送現象に関する数值と実検の研究” 理研 賀纒等）的报告，在浸入凉水等对手指施加热负荷时所观测到的表面温度的恢复过程依赖于手指内部的血流量（ ω ）。将处于热平衡状态的手指浸入到凉水中，经

一段时间后从凉水中取出，进行在室温中处于安静的状态施加热负荷的实验时，得到了如图 1 所示的手指表面温度分布图。如果手指浸入到凉水中，则处于热平衡状态下的手指表面的温度暂时下降。而且，在从凉水取出后逐渐恢复，并最终达到初期温度。这时，在血流量多和血流量少的情况下，恢复过程的温度变化速度产生了图 1 所示的差异。该现象指明了可利用由热负荷（冷却）所引起的手指表面温度的变化，特别是冷却结束后的温度恢复过程中的温度测定分布图来推测手指内部的血流。因此，在本发明的血流量测定方法中，由于可利用上述现象，因而使用了整合对被测定部位的温度测量功能和施加热负荷功能的测定功能部，根据由该测定功能部所得到的测定结果进行用于提取由上述现象引起的温度变化量的处理。这样，便将所得到的与血流量有关的信息用于血糖值或代谢量的测定。

本发明的血糖值测定装置具备：测定来自体表的多个温度，获得用于算出与从体表的散热相关的对流传热量和辐射传热量的信息的热量测定部；获得与血氧含量相关的信息的氧含量测定部；存储与多个温度及血氧含量分别对应的参数和血糖值之间的关系存储部；

将从热量测定部及氧含量测定部输入的多个测定值分别转换为上述参数，并将上述参数运用于存储在存储部的关系中来运算血糖值的运算部；显示由运算部算出的结果的显示部；其特征是，氧含量测定部具有获得与血流量相关信息的血流量测定部，和获得血中的血红蛋白浓度、血红蛋白氧饱和度的光学测定部；血流量测定部具有：体表接触部，设置成跟与体表接触部的接触体表的面相反一侧的面相接触的温度检测器，金属块，使温度检测器和金属块热连接的热连接部件。

另外，本发明的血糖值测定装置，其特征是，具备：测定环境温度的环境温度测定器；与体表接触的体表接触部；测定来自体表的辐射热的辐射热检测器；设置成跟与体表接触部的接触体表的面相反一侧的面相接触的温度检测器；金属块；使温度检测器和金属块热连接的热连接部件；朝向体表接触部，并照射至少两个不同波长的光的光源；检测对体表照射后的光的光检测器；具有将环境温度测定器、辐射热检测器、温度检测器以及光检测器各自的输出分别转换为各参数的转换部，和预先存储上述参数与血糖值的关系

并将上述参数运用于上述关系中来运算血糖值的处理部的运算部；显示由运算部所输出的结果的显示部。

本发明的代谢量测定装置备：测定环境温度的环境温度测定器；测定来自被测定体体表上的第一部位的温度的第一部位温度测定器；摄取与被测定体的第一部位不同位置的第二部位的温度的第二部位温度摄取部；取得与第一部位的血流量相关的信息的血流量取得部；存储环境温度、来自第一部位的温度、第二部位的温度及血流量与代谢量之间关系的存储部；将由环境温度测定器测定到的环境温度、由第一部位温度测定器测定到的第一部位温度、由第二部位温度摄取部摄取到的第二部位温度和由血流量取得部取得的血流量运用于存储在存储部的上述关系中来运算代谢量的运算部；显示由运算部运算得到的结果的显示部；其特征是，血流量取得部具有；与体表上的第一部位接触的体表接触部，设置成跟与体表接触部的接触体表的面相反一侧的面相接触的温度检测器，金属块，使温度检测器和金属块热连接的热连接部件。

另外，本发明的代谢量测定装置，其特征是，具备：测定环境温度的环境温度测定器；与体表第一部位接触的体表接触部；与体表接触部连接且一端开口的筒状部件；设于筒状部件的另一端附近，测定来自上述第一部位的辐射热的辐射温度计；具有设置成跟与体表接触部的接触第一部位的面相反一侧的面相接触的温度检测器，金属块，使温度检测器和金属块热连接的热连接部件，且根据与体表的第一部位接触后的体表接触部的温度变化取得与第一部位的血流量相关的信息的血流量取得部；朝向筒状部件的一端，照射至少两个不同波长的光的光源；检测与体表相互作用的光的光检测器；摄取与体表的上述第一部位不同部位的第二部位的温度的第二部位温度摄取部；将由环境温度测定器测定到的环境温度、由第一部位温度测定器测定到的第一部位温度、由第二部位温度摄取部摄取到的第二部位温度、由血流量取得部所取得的血流量及由光检测器测定到的光检测结果运用于与预先存储的代谢量之间的关系中来运算代谢量的运算部；显示从运算部输出的结果的显示部。热连接部件的导热率设定成小于金属块的导热率。而且，金属块具有大于等于 3.0×10^{-3} (KJ/K) 的热容量。

根据本发明，用简单的装置结构及简易的信号处理技术便可简便地测量血糖值或代谢量。

附图说明

图 1 是说明手指表面温度变化和血流之间关系的图。

图 2 是说明活体的导热模式的图。

图 3 是说明活体的导热模式的图。

图 4 是说明活体的导热模式和测量计的导热模式的图。

图 5 是说明本发明的一个实施例的图。

图 6 是说明本发明所测量的信号波形的例子的图。

图 7 是说明本发明的一个实施例的图。

图 8 是说明本发明的一个实施例的图。

图 9 是说明本发明的一个实施例的图。

图 10 是说明将本发明用于血糖值推测的情况的例子图。

图 11 是说明本发明的测定例子图。

图 12 是为说明为测定血糖进行测量的图。

图 13 是说明将本发明的血流测定方法用于为测定血糖进行测量的情况的图。

图 14 是本发明的代谢计量器的俯视图。

图 15 是本发明的代谢计量器的俯视图。

图 16 是表示数值的输入操作图。

图 17 是说明将本发明的血流测定方法用于为代谢测定进行测量的情况的图。

图中：

201	血液温度	202	热阻	203	组织部位
204	组织热容量	205	组织间热阻	206	室温
301	血液温度	302	热阻	303	组织部位
304	组织热容量	305	室温		
501	传感器	502	接触部	503	温度检测元件
504	支撑部	505	金属块	506	隔热罩

507	红外线检测元件			
601	波形	602	波形	603 微分波形
701、702	弹簧			
801	位移测量功能	802	压力测量功能	803 显示功能
903、904	模数转换器	905	CPU 电路部	906 存储元件电路部
907	显示电路部	908	IF 电路部	909 外部存储元件电路部

具体实施方式

通常已知用下述 Pennes 式来作为记述了包含手指等活体组织内的血流的热传导的式 (Pennes, H. H., "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm", J. Applied Physiology, Vol.1, No.2, pp.93-122,1984)。

式 1

$$\rho_t c_t \frac{\partial T_t}{\partial t} = \lambda_0 \nabla^2 T_t + q_m + \omega_b \rho_b c_b (T_a - T_t)$$

在 Pennes 式中,任意点的组织中的温度变化由血液温度 T_a 和该组织温度 T_t 的温度差 ($T_a - T_t$) 及与血流量 ω 成比例的部分,相邻组织间的温度差(空间的温度分布)所产生的部分,进而以局部发热(代谢热)表示。

当用传热线路网对其进行表示时如图 2 所示。这里,省略了用于将说明对象限定于手指等部位的代谢热的项。而且,省略了二级、三级线路网的表示。此外,全部温度都以室温 T_r 为基准表示与其之差。在图 2 的传热线路网中,热源为血液温度 T_a ,并定义了由与各组织部位的上述比例关系确定的导热路径。在该导热路径中,如果对照表述导热的一般式即傅立叶法则,则血流量 ω 可表示为具有血液温度 T_a 的部位和各组织部位间的导热率。而且,导热路径的导热率和热阻成反比例关系。从而,在图 2 的传热线路网中,假定具有血液温度 T_a 的部位 201,则可表示成该部位 201 与各组织部位 203 之间通过依赖于血流 ω 的热阻 202 相结合。此外,在各组织部位 203 之间定义了依赖于组织部位间导热率的热阻 205 和各组织部位的热容量 204。

在本发明的血流量测量方法中,通过使对手指等完整组织施加上述热负荷的区域及进行温度测量的区域足够小,可将手指等完整组织看作半无限的均匀物质,且可将上述传热线路网用集中常数来表示。因此,图 2 的传热线

路网可简化为图 3 所示的传热线路网。在图 3 中，301 为血液温度、302 为热阻、303 为组织部位、304 为组织热容量、305 为室温。这里，根据上述简化的理由，由于在已简化的各组织部位间无温度差且无热转移，所以可以忽略表示导热路径的热阻。下面，将以图 3 所示的被测定部位组织的传热线路网的形态来说明本发明的血流量测量方法。

图 4 是以指尖作为被测定部位来进行说明的图。图中， T_a 为血液温度、 T_r 为室温、 R_1 为与血流 ω 成反比例的热阻、 R_2 为传感器和手指之间的接触热阻、 R_3 为传感器和室温间的热阻、 C_1 为组织的热容量、 C_2 为传感器的热容量。图 4 中，以使接触温度传感器（例如使用热敏电阻等）接触被测定部位的方式为例。在本发明的血流测定中，以手指对室温处于热平衡状态为必要条件。将该状态作为初始状态。在该初始状态中，来自深部温度 T_a 的热通过血流 ω 而储存到手指组织的热容量 C_1 中并稳定于表面温度 T_s 的初始值 T_{s0} 。

该手指表面温度的初始值 T_{s0} 由血液温度 T_a 、与血流 ω 成反比例的热阻 R_1 及由从手指表面到空气的导热系数所确定的手指表面和空气间的热阻 R_{air} 按如下式 2 确定：

式 2

$$T_{s0} = \frac{R_{air}}{R_{air} + R_1} T_a$$

如果使处于这种稳定状态下的手指与传感器接触，储存于组织的热容量 C_1 中的热转移到传感器。伴随该热转移的手指表面温度 T_s 和传感器（热敏电阻）的温度 T_1 的变化由下式表示。

式 3

$$T_s(t) = T_{s0} \left(1 - \frac{c_1}{c_1 + c_2} \left(1 - e^{-\frac{c_1 + c_2}{R_2 c_1 c_2} t} \right) \right)$$

$$T_1(t) = T_{s0} \frac{c_1}{c_1 + c_2} \left(1 - e^{-\frac{c_1 + c_2}{R_2 c_1 c_2} t} \right)$$

这时，从手指转移的热量使得传感器在短时间内达到热饱和。反之，手指表面温度很低，则成为热负荷。为了减小本发明的传感器与手指之间的接

触热阻 R_2 ，设计成在接触温度传感器上具有导热性良好的接触面。此外，为了使其在短时间内发生热量转移，在接触温度传感器的朝向被测定部位的接触面和挟持接触温度传感器的相反的部位上设置用于使该部位的温度稳定的热容量。

在与该传感器达到热饱和的同时，在手指侧，过渡到将来自深部的热通过血流再度蓄积在组织的热容量 C_1 中的过程（温度恢复过程）。此时的温度变化由下式表示。而且，如上所述，由于传感器已经热饱和，所以可不影响传感器的响应特性地进行该温度恢复过程的测量。

式 4

$$T_1(t) = R_3 \left[\frac{T_a}{R_1 + R_2 + R_3} + \left(\frac{T_s}{R_2 + R_3} - \frac{T_a}{R_1 + R_2 + R_3} \right) \exp \left(- \frac{R_1 + R_2 + R_3}{C_1 R_1 (R_2 + R_3)} t \right) \right]$$

如上所述，在使本发明的传感器与手指接触的情况下所得到的温度检测波形，在从刚接触到手指到传感器热饱和的期间内的变化主要用式 5 表示，

式 5

$$T_1(t) = T_{s0} \frac{c_1}{c_1 + c_2} (1 - e^{-\frac{c_1 + c_2}{R_2 c_1 c_2} t})$$

，在热饱和后的变化为主要用式 6 表示。

式 6

$$T_1(t) = R_3 \left[\frac{T_a}{R_1 + R_2 + R_3} + \left(\frac{T_s}{R_2 + R_3} - \frac{T_a}{R_1 + R_2 + R_3} \right) \exp \left(- \frac{R_1 + R_2 + R_3}{C_1 R_1 (R_2 + R_3)} t \right) \right]$$

在本血流测量中，着眼于温度恢复过程，即热饱和后的温度变化。

由温度恢复过程，即热饱和后的温度变化所得到的温度变化的时间微分由下式表示。该式表示了温度恢复过程，即热饱和后的温度变化的时间微分为与血流量成比例的部分和手指表面的初始温度（ T_{s0} ）的积。

式 7

$$\begin{aligned} \frac{dT_1}{dt} &\Leftrightarrow \frac{R_3 T_a}{c_1 R_1 (R_2 + R_3)} - \frac{R_3 T_{s0}}{R_1 (R_2 + R_3) (c_1 + c_2)} - \frac{R_3 T_{s0}}{(R_2 + R_3)^2 (c_1 + c_2)} \\ &\Leftrightarrow \left\{ \left[\frac{k}{c_1 (R_2 + R_3)} - \frac{1}{(R_2 + R_3) (c_1 + c_2)} \right] BF - \frac{1}{(R_2 + R_3)^2 (c_1 + c_2)} \right\} R_3 T_{s0} \end{aligned}$$

通过将其除以手指表面的初始温度 (T_{s0}), 就可以得到相对于在比例系数中具有由 (1) 表示指特性的固定值和 (2) 表示传感器特性的固定值所决定的值的血流 $BF(\omega)$ 成比例的值。

式 8

$$\left\{ \frac{1}{C_1(R_2 + R_3)} - \frac{1}{(R_2 + R_3)(C_1 + C_2)} \right\} BF + \frac{1}{C_1(R_2 + R_3)R_{air}} - \frac{1}{(R_2 + R_3)^2(C_1 + C_2)} \left\} R_3$$

如上所述, 根据本发明的血流测量方法, 通过手指表面的被测定部与温度传感器的接触而施加热负荷, 测量其后的温度恢复过程, 就可以测量被测定部的血流量。

实施例 1

如上所述, 对于处于安静状态且处于热平衡状态的人体皮肤的一部分, 例如指尖等, 通过测量该部位的初始温度和室温, 测量施加热负荷后的皮肤表面温度的恢复过程, 便可测量与血流量成比例的值。因此, 最低限度所需的测定项目是手指的初始温度、室温、皮肤表面温度变化。图 5 表示根据该原理的本发明的血流测定装置的一个实施例。图 5 (a) 为装置的俯视图, 图 5 (b) 为沿图 5 (a) 的 AB 线的剖视图。在本实施例中, 传感器 501 的结构是设有并排的接触温度传感器 511 和非接触温度传感器 512。接触温度传感器 511 在进行上述恢复过程的测量的同时成为施加热负荷的部位。另外, 非接触温度传感器 512 具备红外线检测元件 507, 主要用于测量手指表面温度的初始值 (不与任何接触的状态)。

接触温度传感器 511 的构造如下。其构成包括: 用以金等为代表的导热率良好的金属薄膜所形成的接触部 502, 设置成与接触部 502 的朝向测量部位的接触面相反的面相接触的温度检测元件 503, 金属块 505、用于使温度检测元件 503 和金属块 505 热连接的支撑部 504, 隔热罩 506。支撑部 504 成为导热路径, 为了将金属块 505 和温度检测元件 503 实现热 (熱的に) 分离, 与金属块 505 相比其最好具有较小的导热率。具体的为具有 $5W/m/K$ 以下的导热率的材料。

金属块 505 用于使接触温度传感器 511 的基准温度在整个测量期间保持稳定并与室温一致。因此, 规定了金属块 505 应满足的热容量的下限值。为

在整个测量期间将基准点的温度变化抑制到 0.5°C 以下，作为热容量需要在 3.0×10^{-3} (kJ/K) 以上。例如，当金属使用铜时，其质量为 10g 左右。虽然所需质量因金属的物理特性而不同，但很显然，只要满足上述热容量其功能是相同的。在本实施例中，设有用于监测金属块 505 的温度的温度传感器 510。虽然由温度传感器 510 所得到的数据不是用于血流测量的主要数据，但作为掌握传感器的热状况的手段。

图 6 是表示利用本例子所示的接触温度传感器，在以指尖为被测定部的情况下所测得的温度检测波形的一个例子。横轴是时间，纵轴是温度或温度的时间微分值。

区域 a 是接触温度传感器 511 接触手指以前的状态，所检测的温度是室温。区域 b 是接触温度传感器 511 接触手指的时间段。接触温度传感器的信号波形 601 在由组织的热容量和传感器热容量等所决定的响应时间常数下达到饱和，而后成为反映手指表面温度变化的波形。同时，如果非接触温度传感器 512 的视野内出现被测定部位，则如信号波形 602 所示，由于瞬间输出依据被测定部位表面温度的值，因而表现出了比接触温度传感器更快的响应性。区域 c 是将手指从传感器离开后的时间段。接触温度传感器 511 的输出散发出传感器自身所积累的热并慢慢返回到初始状态（室温）。如果被测定部位从视野离开，则非接触温度传感器 512 的输出在瞬间返回到初始状态。

在本发明中，通过根据前面说明的原理来处理这样得到的信号波形 601、602，从而算出血流量。首先，根据区域 a 的结果算出室温。这里，作为算出方法的一个例子，采用了在波形 601 的区域 a 的整个时间范围内的测量结果的平均值。

其次，根据区域 b 的非接触温度传感器的信号波形 602 算出手指表面温度的初始值。这里，作为算出方法的一个例子，采用了在接触温度传感器的信号波形 601 的微分值 603 取最大值的时刻的非接触温度传感器的输出值。这是因为，接触温度传感器的检测波形的微分值取最大值的时刻，实际上就是在表示手指接触到了传感器的时刻的同时，非接触温度传感器和被测定物的距离成为最合适时刻。

接着，对区域 b 的接触温度传感器的信号波形 601 使用下式的非线性最

小平方法来算出一次函数部分的系数 B_1 。

式 9

$$\text{温度} = B_0 + B_1 t + B_2 \exp(B_3 t) \quad (1)$$

如上所述，说明了本发明中的温度检测波形为从传感器的接触到热饱和的指数函数变化（短时间常数）和其后恢复过程的指数函数变化（常时间常数）之和。式（1）用含有系数 B_2 、 B_3 的指数函数来表示从传感器的接触到热饱和的指数函数变化（短时间常数）。此外，用以 B_1 为系数的一次函数来近似地表示其后恢复过程的指数函数变化（常时间常数）。

上述式内的温度为信号波形 601 的值， t 为时间。最小平方法中所用的函数的形式只要是传感器的饱和与温度恢复过程相分离的形式，但并不限于上述形式。

从上述关系，系数 B_1 是由一次函数来近似得到恢复过程的指数函数变化（常时间常数）的结果的微分系数，等于与血流量成比例的部分和手指初始温度与室温之差的积。

因此，通过将上述算出的一次函数部分的系数 B_1 除以上述已算出的手指初始温度与室温之差，便可得到与血流量成比例的值。图 11 表示了以激光血流量计为参照值（横轴）来描绘由本发明的血流量测定装置所测定的测量值的结果。通过将这样得到的数值利用激光血流量计等已有的测定装置进行校正，便可测量血流量（ ω_b ）。

而且，很显然，也能将使用最小平方法的波形作为区域 b 的非接触温度传感器的波形 602 来进行处理。此外，很显然，室温的算出方法和手指表面温度的算出方法等处理方法并不限于上述实施例的方法。再有，很显然，将以测量室温为目的的温度传感器等分别设置为接触温度传感器和非接触温度传感器的结构也一样。

图 9 表示测定电路方框图的一个实施例。来自各温度传感器（接触温度传感器 511、非接触温度传感器 512）的信号由模数转换器 903、904 转换为数字数据。转换周期相对于测定的时间分辨率足够短。这里，作为一个例子，将转换周期取为 0.1 秒。已转换的数据通过 CPU 电路板 905 和存储元件电路

部 906 进行上述处理。处理结果由显示电路部 907 进行数值显示。IF 电路部 908 是由被测定者（使用者）进行操作的部位。这里，例如，进行处理的开始及停止控制。再有，上述结果储存到外部存储元件电路部 909 中。

图 7 是表示本发明的测定装置的变形例的图。图示的测定装置是将图 5 所示的温度传感器做成使其接触到手指等被测定部位并在载荷作用的方向上可动的例子。如图 7 所示，测定时，载荷由于作用与反作用而作用于传感器和被测定部（本例子情况下为手指）之间。由于作用力将组织压迫到指侧且妨碍该部位的血流，所以成为降低测定精度的重要原因。在本实施例中，整个传感器为在载荷作用方向上可动的结构，且由弹簧 701、702 等的作用来控制接触压力。根据本实施例，由于能降低作用于被测定部的压力且缓和了对血流的阻碍，因而能进行高精度的测量。

图 8 是表示本发明的测定装置的又一变形例的图。图示的测定装置做成图 5 所示的温度传感器整体在载荷作用方向上可动的构造，且由弹簧 701、702 等的作用来控制接触压力。再有，通过设置测量或位置检测可动部的移动距离的功能 801 或测量载荷的功能 802 和显示最佳值信息的功能 803，就可以知道对被测定者的挤压是否合适。显示最佳值信息的功能 803 根据功能 801 或 802 的输出来判断手指等被测定部位的传感器的挤压力是否适度还是过大或过小，并显示其判断结果。根据本实施例，由于在降低作用于被测定部的压力的同时，被测定者能边识别最合适的按压边进行测定，因而能缓和了对血流的阻碍并可进行高精度的测量。

实施例 2

下面，对将本发明的测定装置用于血糖值测定的实施例进行说明。在日本特开 2004-329542 号公报中，公开了血糖值（Glu）可由含有表示血流量的参数的 n 个参数的多项式（2）推定。

式 10

$$Glu = f(x_1, x_2, x_3, x_4, \dots, x_n) \quad (2)$$

图 13 是表示对上述日本特开 2004-329542 号公报中所公开的无介入血糖值测定装置使用图 5 所示的本发明的血流量测定部的详细情况的图，图 13

(a) 是俯视图, 图 13 (b) 是沿其 XX 线的剖视图, 图 13 (c) 是沿其 YY 线的剖视图。

本实施例中所述的无介入血糖值测定装置的温度测定部是如上所述地测量血流量的部位, 其结构和测定原理如实施例 1 中所说明。

其次, 说明光学传感器部。光学传感器部用于测定为求得供氧量所必须的血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度。为了测定血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度, 需要最少两波长下的吸光度测定, 图 13 (c) 表示用于由两个光源 33、34 和一个检测器 35 来进行两波长测定的构成例不得子。

两条光纤 31、32 的端部位于光学传感器部上。光纤 31 是光照射用的光纤, 光纤 32 是接收光用的光纤。如图 13 (c) 所示, 光纤 31 连有成为支线的光纤 31a、31b, 并在它们的末端配有两个波长的发光二极管 33、34。在接收光用光纤 32 的末端配有光电二极管 35。发光二极管 33 射出波长 810nm 的光, 发光二极管 34 射出波长 950nm 的光。波长 810nm 是氧结合型血红蛋白和还原型 (脱氧) 血红蛋白的摩尔吸光系数相等的等吸光波长, 波长 950nm 是氧结合型血红蛋白和还原型血红蛋白的摩尔吸光系数的差较大的波长。

两个发光二极管 33、34 分时地发光, 将从发光二极管 33、34 发射的光从光照射用光纤 31 照射到被检者的手指。已照射到手指上的光由手指的皮肤反射, 且入射到接收光用光纤 32 中并由光电二极管 35 检测。当已照射到手指上的光由皮肤反射时, 一部分光通过皮肤进入到组织内部, 被在毛细血管中流动的血液中的血红蛋白吸收。由光电二极管 35 得到的测定数据为反射率 R, 吸光度可近似地由 $\log(1/R)$ 计算。通过对波长 810nm 和波长 950nm 的光分别进行照射并分别测定其反射率 R, 并求出 $\log(1/R)$, 便可测定波长 810nm 的吸光度 A_1 和波长 950nm 的吸光度 A_2 。

如果设还原型血红蛋白浓度为 [Hb], 氧结合型血红蛋白浓度为 [HbO₂], 则吸光度 A_1 和吸光度 A_2 由下式表示。

式 11

$$\begin{aligned} A_1 &= a \times ([Hb] \times A_{Hb}(810nm) + [HbO_2] \times A_{HbO_2}(810nm)) \\ &= a \times ([Hb] + [HbO_2]) \times A_{HbO_2}(810nm) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 A_2 &= a \times ([Hb] \times A_{Hb}(950nm) + [HbO_2] \times A_{HbO_2}(950nm)) \\
 &= a \times ([Hb] + [HbO_2]) \times \left(\left(1 - \frac{[HbO_2]}{[Hb] + [HbO_2]} \right) \times A_{Hb}(950nm) + \frac{[HbO_2]}{[Hb] + [HbO_2]} \times A_{HbO_2}(950nm) \right)
 \end{aligned}$$

$A_{Hb}(810nm)$ 和 $A_{Hb}(950nm)$ 、 $A_{HbO_2}(810nm)$ 和 $A_{HbO_2}(950nm)$ 分别是已知的作为还原型血红蛋白和氧结合型血红蛋白的摩尔吸光系数的各波长。 a 为比例系数。血红蛋白浓度 $[Hb] + [HbO_2]$ 、血红蛋白氧饱和度 $[HbO_2]/([Hb] + [HbO_2])$ 可根据上式如下求得。

数 12

$$\begin{aligned}
 [Hb] + [HbO_2] &= \frac{A_1}{a \times A_{HbO_2}(810nm)} \\
 \frac{[HbO_2]}{[Hb] + [HbO_2]} &= \frac{A_2 \times A_{HbO_2}(810nm) - A_1 \times A_{Hb}(950nm)}{A_1 \times (A_{HbO_2}(950nm) - A_{Hb}(950nm))}
 \end{aligned}$$

再有，虽然这里说明了通过用两波长的吸光度测定来测定血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度的例子，但也可以通过用三波长以上来测定吸光度以降低有害成分的影响而提高测定精度。

从利用具有如上所述结构的传感器所得到的测量值可计算用于推断血糖值的参数 x_i ($i=1, 2, 3, 4, 5$)。各参数 x_i 的具体例子如下 ($a_1 - a_5$ 为比例系数)。而且，图 12 表示各参数和测定值的关系。

式 13

与热辐射成比例的参数

$$x_1 = a_1 \times (T_3)^4$$

与热对流成比例的参数

$$x_2 = a_2 \times (T_4 - T_3)$$

与血红蛋白浓度成比例的参数

$$x_3 = a_3 \times \left(\frac{A_1}{a \times A_{HbO_2}(810nm)} \right)$$

与血红蛋白氧饱和度成比例的参数

$$x_4 = a_4 \times \frac{A_2 \times A_{HbO_2}(810nm) - A_1 \times A_{Hb}(950nm)}{A_1 \times (A_{HbO_2}(950nm) - A_{Hb}(950nm))}$$

与血流量成比例的参数（用式（1）所示的拟合函数的系数 B1 除以手指表面温度的值）

$$x_5 = a_5 \times (B_1 / (T_3 - T_4))$$

接着，根据从实际的多数健康者和糖尿病患者的数据所得到的参数 x_i 的平均值和标准偏差算出标准化参数。用下式从各参数来计算标准化参数 X_i ($i=1, 2, 3, 4, 5$)。

式 14

$$X_i = \frac{x_i - \bar{x}_i}{SD(x_i)}$$

x_i : 参数

\bar{x}_i : 参数的平均值

$SD(x_i)$: 参数的标准偏差

用上述五个标准化参数可进行用于进行最终显示的转换为葡萄糖浓度的计算。处理计算所必须的程序存储于组装到装置中的微处理器内所内置的 ROM。而且，处理计算所必须的存储区域同样地由组装到装置中的 RAM 来保证。计算处理的结果在液晶显示部显示。

ROM 中特别存有作为处理计算所必须的程序构成要素的用于求葡萄糖浓度的函数。该函数按如下方式确定。首先，C 由下式（3）表示。 a_i ($i=1, 2, 3, 4, 5$) 预先根据多个测定数据确定。求 a_i 的顺序如下：

- (1) 构成表示标准化参数和葡萄糖浓度 C 的关系的重回归式。
- (2) 从由最小平方方法所得到的式子来求与标准化参数相关的标准方程式（联立方程式）。
- (3) 从标准方程式求系数 a_i ($i=1, 2, 3, 4, 5$) 的值，并代入重回归式。

首先，构成表示葡萄糖浓度 C 和标准化参数 X_1 、 X_2 、 X_3 、 X_4 、 X_5 的关系的以下回归式（3）。

式 15

$$\begin{aligned} C &= f(X_1, X_2, X_3, X_4, X_5) \\ &= a_0 + a_1 X_1 + a_2 X_2 + a_3 X_3 + a_4 X_4 + a_5 X_5 \end{aligned} \quad (3)$$

接着，使用最小平方法来求与由酶电极法所得到的葡萄糖浓度测定值 C_i 间的误差为最小的重回归式。当将残差的平方和设为 D 时，则 D 由下式表示。

式 16

$$\begin{aligned} D &= \sum_{i=1}^n d_i^2 \\ &= \sum_{i=1}^n (C_i - f(X_{i1}, X_{i2}, X_{i3}, X_{i4}, X_{i5}))^2 \\ &= \sum_{i=1}^n \{C_i - (a_0 + a_1 X_{i1} + a_2 X_{i2} + a_3 X_{i3} + a_4 X_{i4} + a_5 X_{i5})\}^2 \end{aligned}$$

残差的平方和 D 为最小就是将上式对 a_0, a_1, \dots, a_5 进行偏微分且为 0 时，从而可得到下式。

式 17

$$\begin{aligned} \frac{\partial D}{\partial a_0} &= -2 \sum_{i=1}^n \{C_i - (a_0 + a_1 X_{i1} + a_2 X_{i2} + a_3 X_{i3} + a_4 X_{i4} + a_5 X_{i5})\} = 0 \\ \frac{\partial D}{\partial a_1} &= -2 \sum_{i=1}^n X_{i1} \{C_i - (a_0 + a_1 X_{i1} + a_2 X_{i2} + a_3 X_{i3} + a_4 X_{i4} + a_5 X_{i5})\} = 0 \\ \frac{\partial D}{\partial a_2} &= -2 \sum_{i=1}^n X_{i2} \{C_i - (a_0 + a_1 X_{i1} + a_2 X_{i2} + a_3 X_{i3} + a_4 X_{i4} + a_5 X_{i5})\} = 0 \\ \frac{\partial D}{\partial a_3} &= -2 \sum_{i=1}^n X_{i3} \{C_i - (a_0 + a_1 X_{i1} + a_2 X_{i2} + a_3 X_{i3} + a_4 X_{i4} + a_5 X_{i5})\} = 0 \\ \frac{\partial D}{\partial a_4} &= -2 \sum_{i=1}^n X_{i4} \{C_i - (a_0 + a_1 X_{i1} + a_2 X_{i2} + a_3 X_{i3} + a_4 X_{i4} + a_5 X_{i5})\} = 0 \\ \frac{\partial D}{\partial a_5} &= -2 \sum_{i=1}^n X_{i5} \{C_i - (a_0 + a_1 X_{i1} + a_2 X_{i2} + a_3 X_{i3} + a_4 X_{i4} + a_5 X_{i5})\} = 0 \end{aligned}$$

当设 $C, X_1 - X_5$ 的平均值为 $C_{\text{mean}}, X_{1\text{mean}} - X_{5\text{mean}}$ 时，由于 $X_{i\text{mean}} = 0 (i=1-5)$ ，所以可得下式。

式 18

$$a_0 = C_{\text{mean}} - a_1 X_{1\text{mean}} - a_2 X_{2\text{mean}} - a_3 X_{3\text{mean}} - a_4 X_{4\text{mean}} - a_5 X_{5\text{mean}}$$

$$= C_{mean} \quad (4)$$

而且, 标准化参数间的变动 • 共变由下式的 S_{ij} 表示, 标准化参数 $X_i (i=1-5)$ 和 C 的共变由下式的 S_{iC} 表示。

式 19

$$S_{ij} = \sum_{k=1}^n (X_{ki} - X_{imean})(X_{kj} - X_{jmean}) = \sum_{k=1}^n X_{ki} X_{kj} \quad (i, j = 1, 2, \dots, 5)$$

$$S_{iC} = \sum_{k=1}^n (X_{ki} - X_{imean})(C_k - C_{mean}) = \sum_{k=1}^n X_{ki}(C_k - C_{mean}) \quad (i = 1, 2, \dots, 5)$$

如果整理上式, 可得下面的联立方程式 (标准方程式), 通过对其求解以求 $a_1 - a_5$ 。

式 20

$$a_1 S_{11} + a_2 S_{12} + a_3 S_{13} + a_4 S_{14} + a_5 S_{15} = S_{1C}$$

$$a_1 S_{21} + a_2 S_{22} + a_3 S_{23} + a_4 S_{24} + a_5 S_{25} = S_{2C}$$

$$a_1 S_{31} + a_2 S_{32} + a_3 S_{33} + a_4 S_{34} + a_5 S_{35} = S_{3C}$$

$$a_1 S_{41} + a_2 S_{42} + a_3 S_{43} + a_4 S_{44} + a_5 S_{45} = S_{4C}$$

$$a_1 S_{51} + a_2 S_{52} + a_3 S_{53} + a_4 S_{54} + a_5 S_{55} = S_{5C}$$

常数项 a_0 由式 (4) 求出。以上所求得的 $a_i (i=0, 1, 2, 3, 4, 5)$ 在装置制造时储存在 ROM 中。在由装置所进行实际的测定中, 通过将从测定值求得的标准化的参数 $X_1 - X_5$ 代入到回归式 (3) 中, 便可算出葡萄糖浓度 C 。

下面, 说明葡萄糖浓度的算出过程的具体例子。由预先对健康者和糖尿病患者进行测定的多个数据来确定回归式 (3) 的系数, 将下述的葡萄糖浓度的计算式存储在微处理器的 ROM 中。

式 21

$$C = 99.4 + 18.3 \times X_1 - 20.2 \times X_2 - 23.7 \times X_3 - 22.0 \times X_4 - 25.9 \times X_5$$

$X_1 - X_5$ 是将参数 $x_1 - x_5$ 标准化的参数。如果假设参数的分布为标准分布, 则标准化参数的 95% 取 -2 到 $+2$ 之间的值。

作为健康者的测定值的一个例子, 如果将标准化参数 $X_1 = -0.06$ 、

$X_2=+0.04$ 、 $X_3=+0.05$ 、 $X_4=-0.12$ 、 $X_5=+0.15$ 代入上式，则 $C=94.7\text{mg/dl}$ 。此外，作为糖尿病患者的测定值的一个例子，如果将标准化参数 $X_1=+1.15$ 、 $X_2=-1.02$ 、 $X_3=-0.83$ 、 $X_4=-0.91$ 、 $X_5=-1.34$ 代入上式，则 $C=210.4\text{mg/dl}$ 。

图 10 表示将本实施例的血糖测定装置的测定结果和现有的酶电极法的测定结果进行比较的结果。由图可知，两者的相关系数为 0.92，用本实施例的血糖测定装置可高精度地测定血糖值。

实施例 3

下面，说明将本发明的测定装置用于代谢量推断的实施例。

根据人体的热控制组织的原理，由于由代谢所产生的热量（产生热量）等于蓄积在体内的热量（蓄热量）和散发到体外的热量（散热量）之和，所以下式成立。

$$\text{（整个身体的代谢量[产生热量]）} = \text{（整个身体的蓄热量）} + \text{（整个身体的散热量）} \quad (5)$$

如果设身体的部位 r_i 处的体内温度为 T 、身体的部位 r_i 处的组织温度为 T_r 、身体的部位 r_i 处的热容量为 α_i 、则整个身体的蓄热量为身体各部位的蓄热量的总和，且可由下式表示。

式 22

$$\text{整个身体的蓄热量} = \sum_i \alpha_i \{T(r_i) - T_r(r_i)\}$$

虽然上式是处理身体各部位的式子，但使用身体深部的动脉血温度 T_a 作为代表身体内部温度的有效值，使用体温 T_c 作为代表身体组织温度的有效值。此外，对于热容量，也使用 α 作为代表整个身体的热容量的有效值。该 α 为由各个人的身体组成、密度及体重等所确定的值。由以上，整个身体的蓄热量可由下式表示。

$$\text{整个身体的蓄热量} = \alpha (T_a - T_c) \quad (6)$$

而且，通常，虽然散热通过传导、辐射、对流及蒸发进行，但是传导和辐射在人穿着衣服的状态下热量很小，可以忽略不计。如果假定室内状态为将温度控制到不出汗的状态，则蒸发也可忽略。因此，如果只考虑体表和空气间的对流所产生的散热，当设身体的表面部位 r_j 处的皮肤温度为 T_s 、与身体的表面部位 r_j 接触的外部温度为 T_{OUT} 、身体的表面部位 r_j 处的对流导热率为 β_j ，则整个身体的散热量为从身体表面部位的散热量的总和，且可由下式表示。

式 23

$$\text{整个身体的散热量} = \sum_j \beta_j \{T_s(r_j) - T_{OUT}(r_j)\}$$

虽然上式是处理身体各部位的式子，但使用手指的皮肤温度 T_{FS} 作为代表体表温度的有效值，使用室温 T_R 作为代表外部温度的有效值。此外，对于对流导热率，也死用 β 作为代表身体的整个表面部位的对流导热率的有效值。该 β 为由各个人的表面积及服装等等所确定的值。由以上，整个身体的散热量可由下式表示。

$$\text{整个身体的散热量} = \beta (T_{FS} - T_R) \quad (7)$$

在本实施例中，使用手指作为代表整个身体的散热的部位是因为手指对外部温度的变化敏感，皮肤温度和散热量呈现较大的变化，以及由于肌肉少而使局部产生热量小，能较好地反映整个身体的现象。

由式 (5)、(6)、(7)，整个身体的代谢量可由下式表示。

$$(\text{整个身体的代谢量[产生热量]}) = \alpha (T_a - T_c) + \beta (T_{FS} - T_R) \quad (8)$$

根据手指的热流保存法则可以认为，进入手指的热量和从手指散发的热量保持平衡。对于手指的组织，若设手指深部的动脉温度为 T_{Fa} 、手指组织的导热率为 λ 、手指组织中的血流量为 ω_b 、血液的比热为 c_b 、手指表面对流导热率为 κ ，则手指的热流保存法则可由下式表示。在该式中， χ 为比例系数。

$$\lambda (\chi \omega_b c_b T_{Fa} - T_{FS}) = \kappa (T_{FS} - T_R) \quad (9)$$

左边表示从动脉向手指表面的组织的热转移, 根据 Penn 的活体热转移方程式 (Pennes, H. H., "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm", J. Applied Physiology, 1, 93-122, (1984))。

这里, 手指深部的动脉温度 T_{Fa} 与身体深部的动脉血温度 T_a 成比例, 如果假设 $T_{Fa} = \sigma T_a + \tau$, 则式 (9) 变成下式。

式 24

$$T_a = \frac{1}{\sigma \chi c_b} \left\{ \frac{\kappa}{\lambda} (T_{FS} - T_R) / \omega_b + T_{FS} / \omega_b \right\} - \frac{\tau}{\sigma} \quad (10)$$

若将该式 (10) 代入式 (8) 中, 得到式 (11)。

式 25

(整个身体的代谢量[产生热量])

$$\begin{aligned} &= \frac{\alpha}{\sigma \chi c_b} \left\{ \frac{\kappa}{\lambda} (T_{FS} - T_R) / \omega_b + T_{FS} / \omega_b \right\} + \beta (T_{FS} - T_R) - \alpha T_c - \frac{\alpha \tau}{\sigma} \\ &= a (T_{FS} - T_R) / \omega_b + b T_{FS} / \omega_b + c (T_{FS} - T_R) + d T_c + e \end{aligned} \quad (11)$$

$$a = \frac{\alpha}{\sigma \chi c_b} \frac{\kappa}{\lambda} \quad b = \frac{\alpha}{\sigma \chi c_b}$$

$$c = \beta, \quad d = -\alpha, \quad e = -\frac{\alpha \tau}{\sigma}$$

为使用式 (11), 需要确定因人而异的比例系数 a—e。因此, 可采用测定人的代谢量、式 (11) 和根据代谢量测定值利用重回归分析来求每个人的系数的方法。

根据上述模式, 通过测定作为代表身体体表温度的有效值的手指表面温度 T_{FS} 、室温 T_R 、作为代表身体组织温度的有效值的体温 T_c 、血流量 ω_b , 并使用另外测定的比例系数, 就可以测定代谢量。虽然这里以指尖为身体的代

表测定点，但也可使用其他体表。身体的组织温度的代表点为舌下、腋下、直肠等，通过测定与作为代表身体体表温度的有效值的温度测定部位的不同部位的温度，可得到与体内部的组织温度相当的温度。再有，除手指表面外，也可使用四肢部位作为用作代表身体体表温度的有效值的温度测定部位。

另外，由于测定代谢量需要大规模的装置，所以通过使用作为人的能源的血糖浓度和代谢量的关系，也可求出对应于葡萄糖浓度的代谢量。如果在身体的部位 r_k 处由葡萄糖产生热所产生的热量为 $QG(r_j)$ 、由脂肪及氨基酸等葡萄糖以外的物质产生热所产生的热量为 $Q\Pi(r_j)$ ，则整个身体的代谢量为身体各部位所产生的热量总和，则整个身体的代谢量和葡萄糖浓度的关系可由下式表示。

式 26

$$(\text{整个身体的代谢量[产生热量]}) = \sum_k \{QG(r_k) + Q\Pi(r_k)\} \quad (12)$$

虽然式 (12) 处理了身体各部位的热量，但如果假设整个身体内的平均细胞内葡萄糖浓度 G_c 与细胞内的葡萄糖的代谢量成比例，及整个身体内的葡萄糖以外的物质的平均细胞内浓度 Π 与细胞内的葡萄糖以外的代谢量成比例，且比例系数为 A 、 B ，则整个身体的代谢量可由下式表示。

$$\text{整个身体的代谢量} = AG_c + B\Pi \quad (13)$$

通过式 (11) 和式 (13)，下式成立。

式 27

$$AG_c = a(T_{FS} - T_R) / \omega_b + bT_{FS} / \omega_b + c(T_{FS} - T_R) + dT_c + e - B\Pi \quad (14)$$

根据上述模式，通过测定作为代表身体体表温度的有效值的手指表面温度 T_{FS} 、室温 T_R 、作为代表身体组织温度的有效值的体温 T_c 、血流量 ω_b ，并使用另外测定的比例系数，则可测定对应于血糖的代谢量 AG_c 。

另外，在要进一步提高精度的情况下，可考虑组织氧饱和度。由于整个身体的散热量与所使用的氧量成比例，所以 $G_c + \Pi \infty [O_2 \text{ 消耗量}]$ 的关系成立。

因为组织氧饱和度 StO_2 与 O_2 消耗量意义相同，所以可用下式表示。

$$StO_2 = a'G_c + b'\Pi \quad (15)$$

通过式 (14) 和式 (15) 可得式 (16)。

式 28

$$\left(\frac{Ab'-a'B}{b'}\right)G_c = a(T_{FS} - T_R)/\omega_b + bT_{FS}/\omega_b + c(T_{FS} - T_R) + dT_c + e - \frac{B}{b'}StO_2 \quad (16)$$

根据上述模式，通过测定作为代表身体体表温度的有效值的手指表面温度 T_{FS} 、室温 T_R 、作为代表身体组织温度的有效值的体温 T_c 、血流量 ω_b 、组织氧饱和度 StO_2 ，并使用另外测定的比例系数，则可测定作为对应于血糖的代谢量的 $((ab' - a'b)/b')G_c$ 。

而且，如果整理式 (16) 的系数，则成为式 (17)，并可算出葡萄糖浓度。

式 29

$$G_c = a(T_{FS} - T_R)/\omega_b + bT_{FS}/\omega_b + c(T_{FS} - T_R) + dT_c + eStO_2 + f \quad (17)$$

$$a = \left(\frac{b'}{ab' - a'b}\right) \frac{\alpha}{\sigma\chi c_b} \frac{\kappa}{\lambda}, \quad b = \left(\frac{b'}{ab' - a'b}\right) \frac{\alpha}{\sigma\chi c_b}$$

$$c = \left(\frac{b'}{ab' - a'b}\right) \beta, \quad d = -\left(\frac{b'}{ab' - a'b}\right) \alpha,$$

$$e = -\left(\frac{b'}{ab' - a'b}\right) \frac{b}{b'}, \quad f = -\left(\frac{b'}{ab' - a'b}\right) \frac{\alpha\tau}{\sigma}$$

图 14 是本发明的代谢计量器的俯视图。在该装置中，虽然使用指肚的皮肤作为体表，但从测量原理上来说也可使用其他体表。

装置分为测定体温的体温测定部 1001 和测定室温、手指表面温度、血流量及组织氧饱和度的主体部 1002，且体温测定部 1001 和主体部 1002 由配线 1003 连接。在本实施例中，虽然做成连接体温测定部 1001 和主体部 1002，并将由体温测定部 1001 所测定的体温数据输送到主体部 1002，但也可以做成使用通常销售的体温计来测定，并将该体温数据使用主体部 1002 的操作部

1010 进行输入。而且,也可使用通常销售的装置测量血流量和组织氧饱和度,并将其血流量数据和组织氧饱和度数据使用主体部 1002 的操作部 1010 进行输入。图 15 表示使用一般装置测定体温及血流量的情况下的本发明的代谢计量器的俯视图。

体温数据等的输入作为一个例子可在图 16 所示的画面中进行。在该例子中,将 36.5°C 显示为规定值,并在个位用下划线表示以显示输入对象。这里,使用操作键 1010b、1010c 来改变数值。即,在增加所显示数值的情况下,按操作键 1010b;而在减小的情况下按操作键 1010c,以输入测定的体温,然后,按操作键 1010d 来确定体温的个位。接着,用同样的操作来输入小数点第一位及第二位以输入体温数据。如果误按操作键 1010d,则通过按操作键 1010a 可重新输入。

在装置上面设有操作部 1010、放置作为测定对象的手指的测定部 1012、测定结果的显示和显示装置状态及测定值等的显示部 1011。操作部 1010 上配置有用于进行装置操作的四个按键 1010a—1010d。测定部 1012 上设有外罩 1014,如果打开外罩 1014(图中显示的是打开了外罩的状态),则有具备椭圆形边缘的手指放置部 1013。在手指放置部 1013 中,具有辐射温度传感器部的开口端 1022 和光学传感器部 1030、温度传感器部 1020。光学传感器部 1030 及温度传感器部 1020 具有与图 13 基本上相同的构造。

用装置内的运算处理部计算五个生理参数(体温、室温、手指表面温度、血流量、组织氧饱和度),用这五个生理参数进行转换为用于进行最终显示的代谢量的计算。

下面说明代谢量算出过程的具体例子。根据预先对多人测定的多个数据确定式(11)的系数 a—e,并将下述代谢量计算式储存在微处理器的 ROM 中。

式 30

$$\text{代谢量} = 439 - 128T_c + 893(T_{FS} - T_R) - 773(T_{FS} - T_R)/\omega_b - 173T_{FS}/\omega_b$$

这时,由于必要的测定值为体温 T_c 、手指的表面温度 T_{FS} 、室温 T_R 、血流量 ω_b ,所以可借助于组装有图 13 所示的传感器部的图 14 或图 15 所示的

装置来得到代谢量的测定所必须的测定值。

作为测定值的一个例子，若将测定数据 $T_c=36.46$ 、 $T_{FS}-T_R=7.52$ 、 $(T_{FS}-T_R)/\omega_b=11.30$ 、 $T_{FS}/\omega_b=47.79$ 代入上式，则得到 8.5kJ。这时的由闭合线路系统的间接热量测定法所得到的代谢量为 8.6kJ。而且，若将由闭合线路系统的间接热量测定法所得到的代谢量为 8.0kJ 时的测定数据 $T_c=36.56$ 、 $T_{FS}-T_R=7.96$ 、 $(T_{FS}-T_R)/\omega_b=12.16$ 、 $T_{FS}/\omega_b=48.99$ 代入上式，则得到 8.1kJ。

图 17 是将纵轴作为由本发明方法所得到的代谢量算出值，将横轴作为由闭合线路系统的间接热量测定法所得到的代谢量测定值，描绘出的对于多个被测者的各自的测定值。通过按照本法测定人的体温、手指温度及血流量并算出代谢量，便可得到良好的相关性（相关系数=0.82）。

下面，说明葡萄糖浓度的算出过程的具体例子。根据预先对多人测定的多个数据来确定式（17）的系数，将下述葡萄糖浓度的计算式储存在微处理器的 ROM 中。

式 31

$$G_c = -360.9 + 7.9T_c + 14.8(T_{FS} - T_R) - 5.2(T_{FS} - T_R)/\omega_b + 1.3T_{FS}/\omega_b + 152.7StO_2$$

作为测定值的一个例子，若将测定数据 $T_c=36.71$ 、 $T_{FS}-T_R=5.18$ 、 $(T_{FS}-T_R)/\omega_b=8.39$ 、 $T_{FS}/\omega_b=50.10$ 、 $StO_2=0.46$ 代入上式，则得到 97.5mg/dl。这时的血糖浓度为 108.6mg/dl。而且，若将血糖浓度为 120.1mg/dl 时的测定数据 $T_c=36.47$ 、 $T_{FS}-T_R=7.91$ 、 $(T_{FS}-T_R)/\omega_b=15.64$ 、 $T_{FS}/\omega_b=62.92$ 、 $StO_2=0.45$ 代入上式，则得到 113.5mg/dl。

而且，当将式（13）中的系数 A 乘上算出的葡萄糖浓度时，则可算出对应于血糖浓度的代谢量。

虽然在实施例中求出了对应于葡萄糖浓度的代谢量，但作为葡萄糖以外的物质的代谢量，具有中性脂肪和/或胆固醇的代谢量，根据这些的血中浓度和测定值构成计算式，还可求出对应于中性脂肪及胆固醇浓度的代谢量。

另外，由于与算出的代谢量或葡萄糖浓度或血糖浓度等相对应的代谢量所积累的测定值的倾向，对于健康者和患有动脉硬化及心脏病、耐糖能力异常等代谢病疾病的患者不同，所以这些算出的值还可用作把握病情的指标。通过按时间序列表示所积累的代谢量，就可以很容易地判断其倾向。

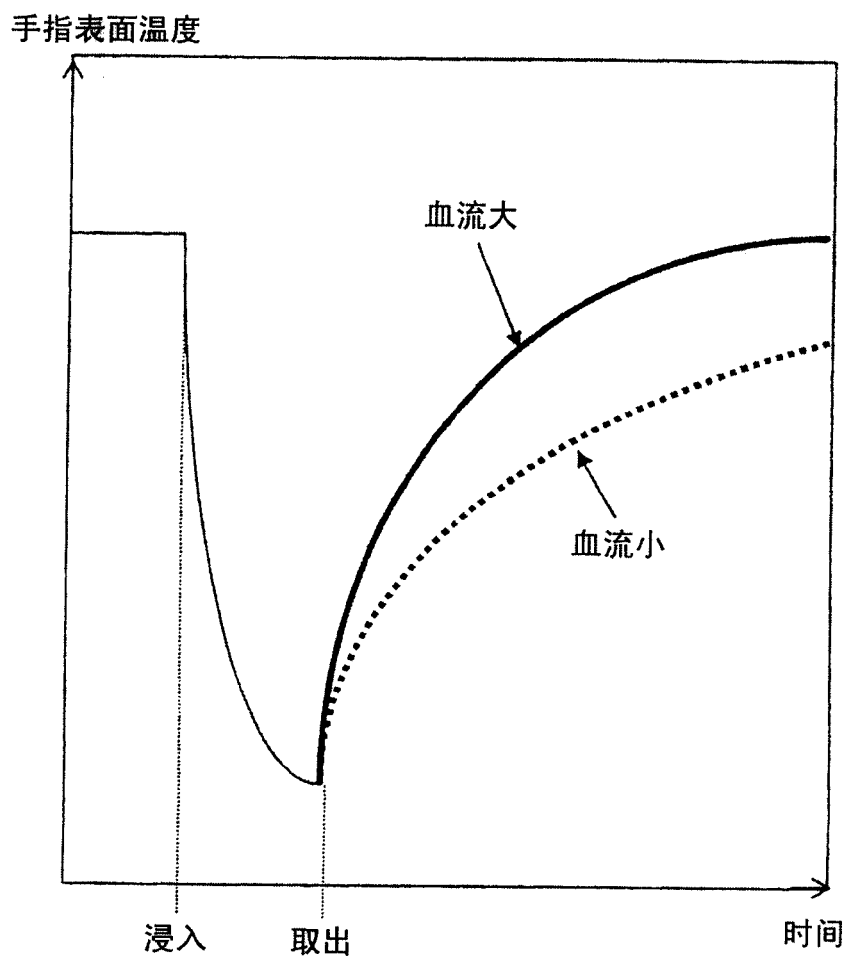


图1

图2

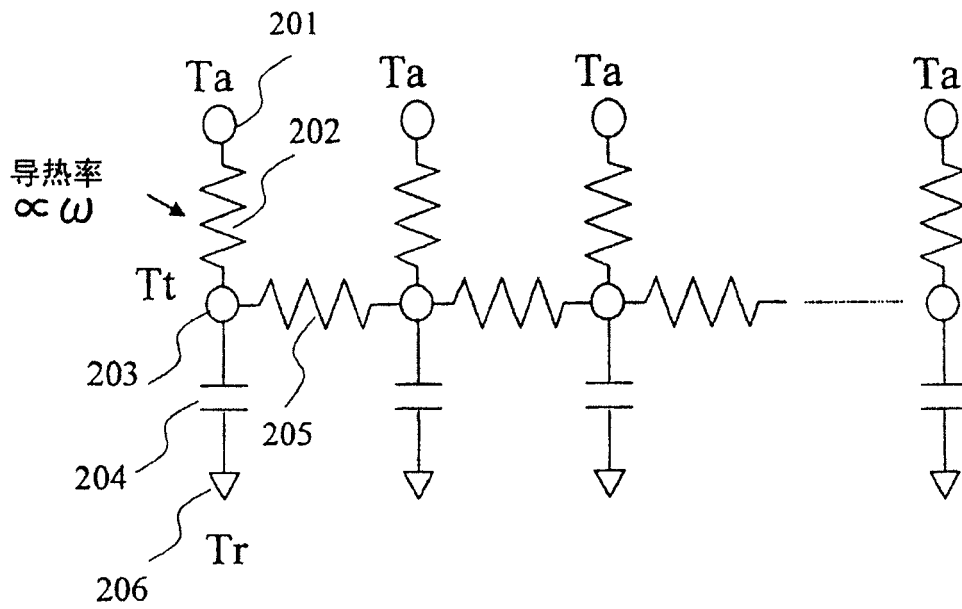
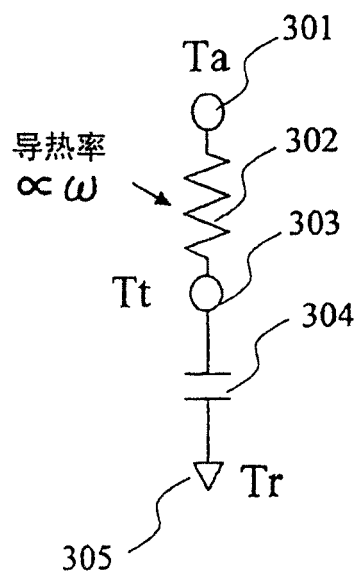


图3



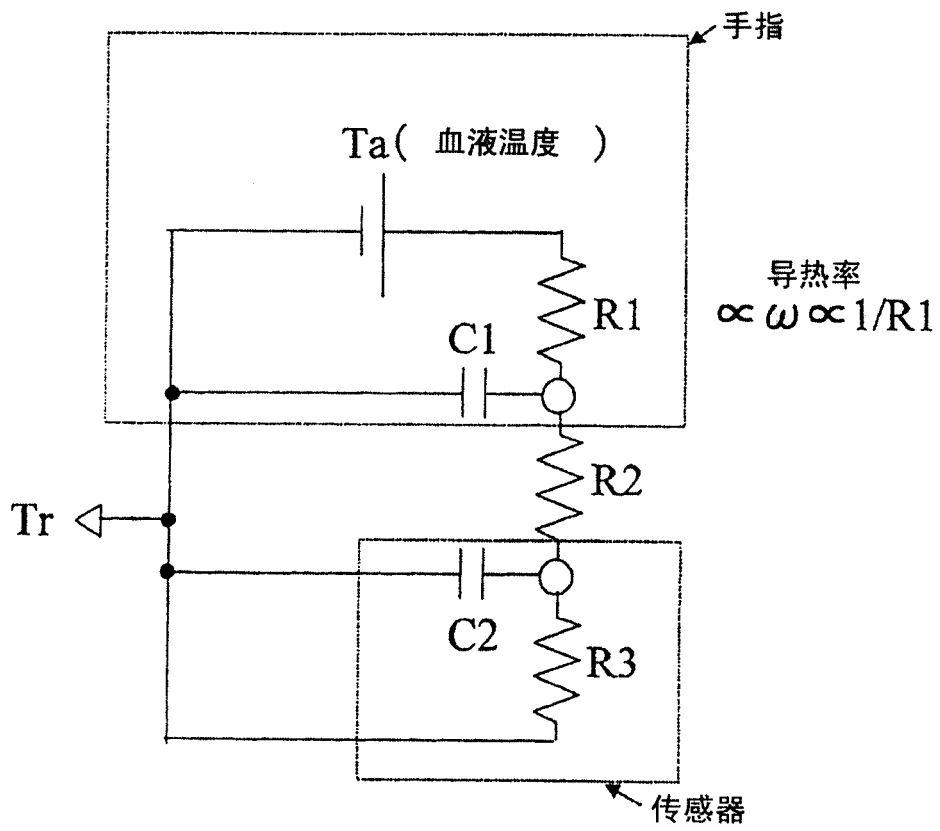


图4

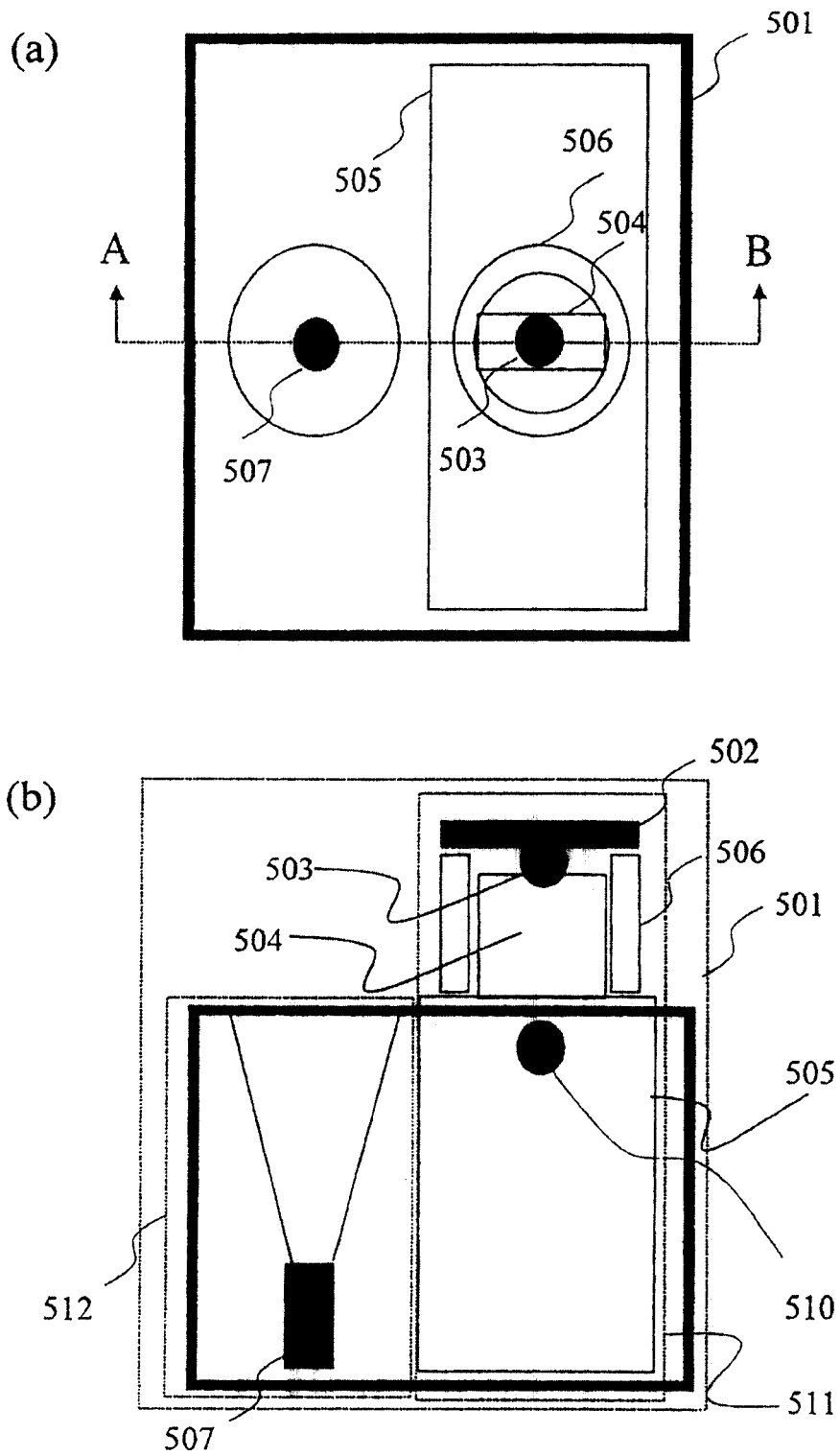


图5

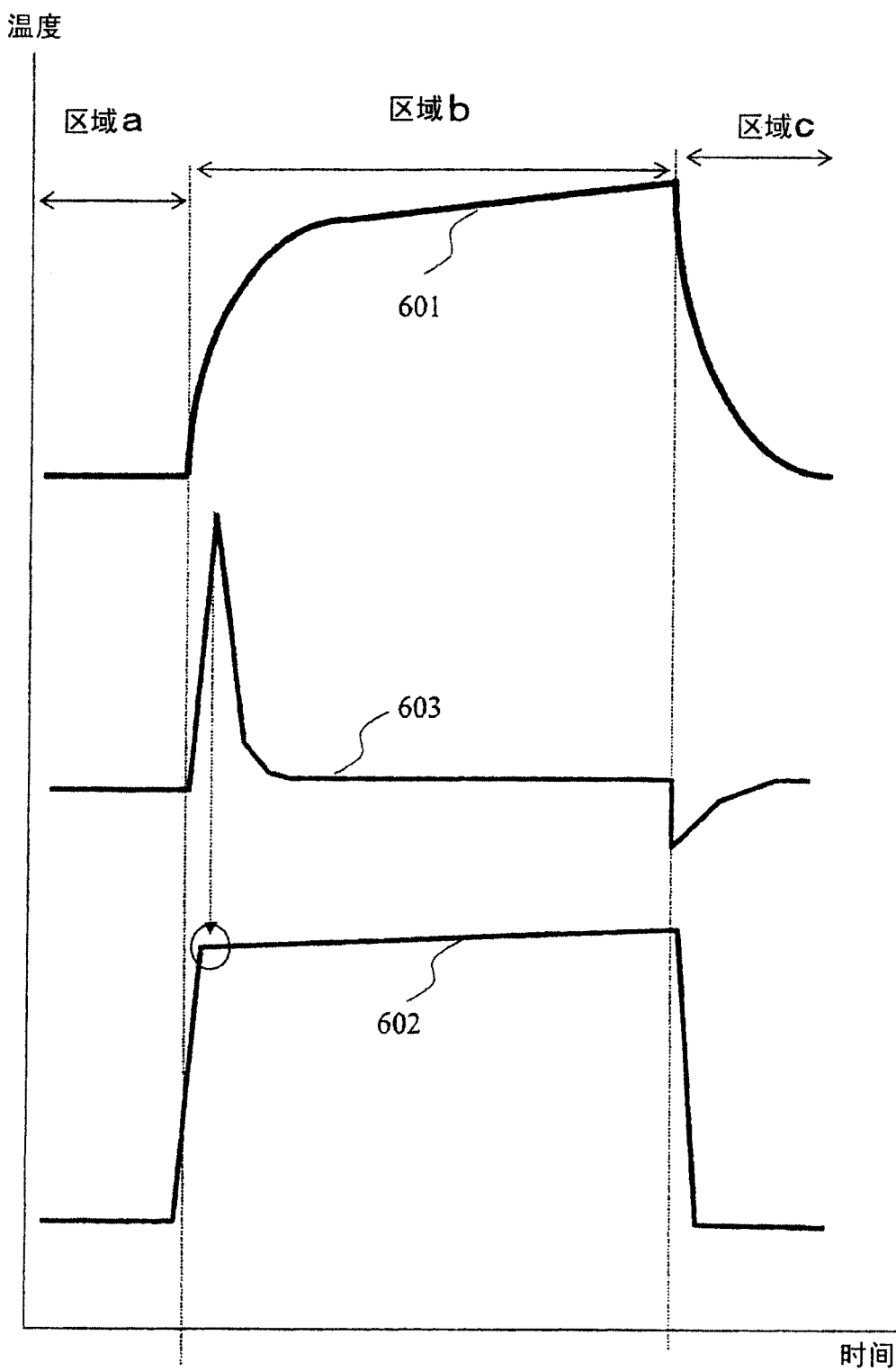


图6

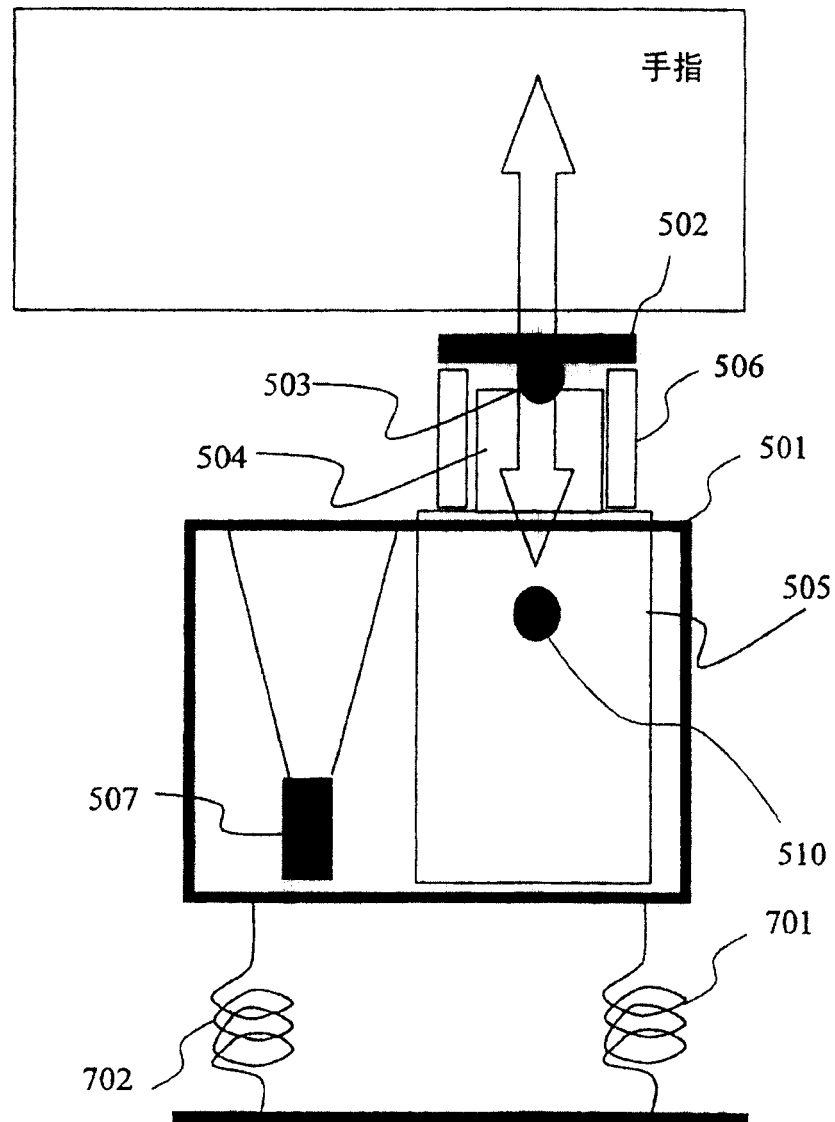


图7

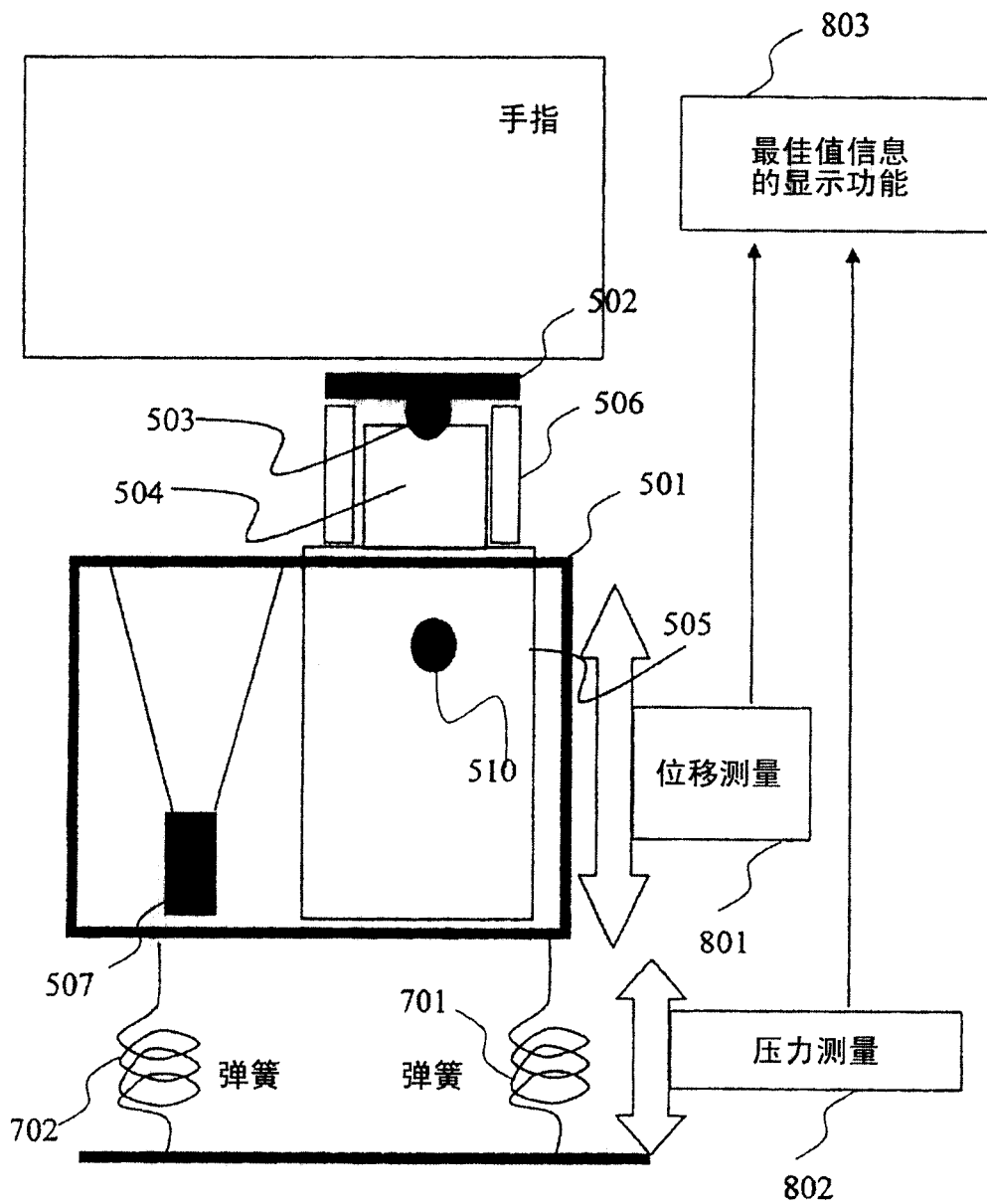


图8

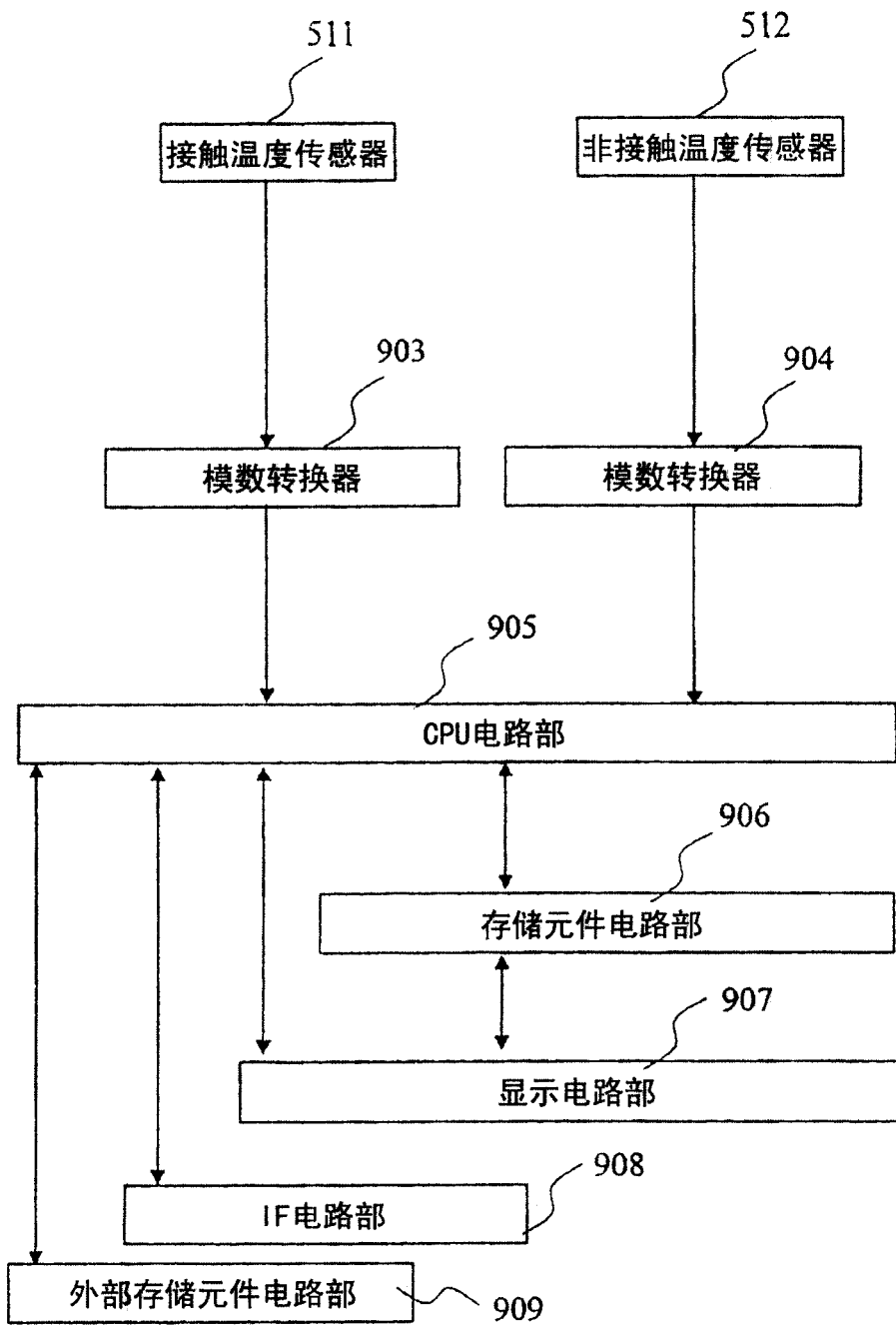


图9

图10

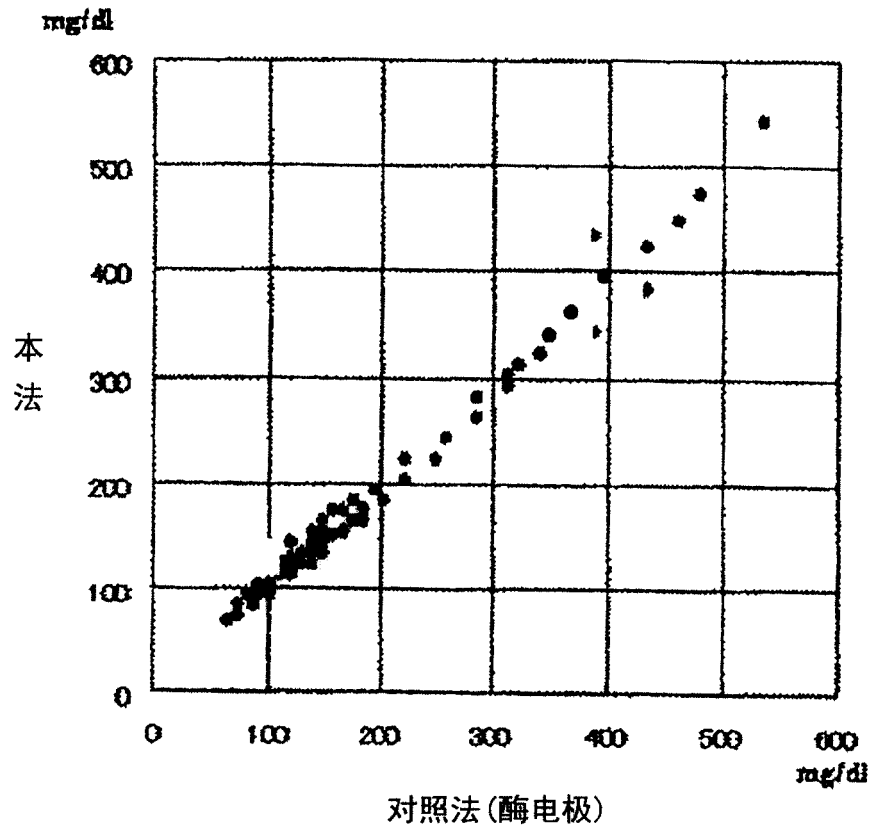
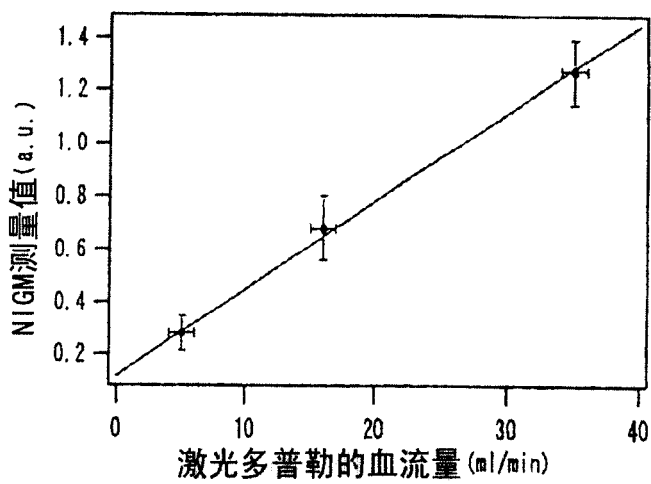


图11



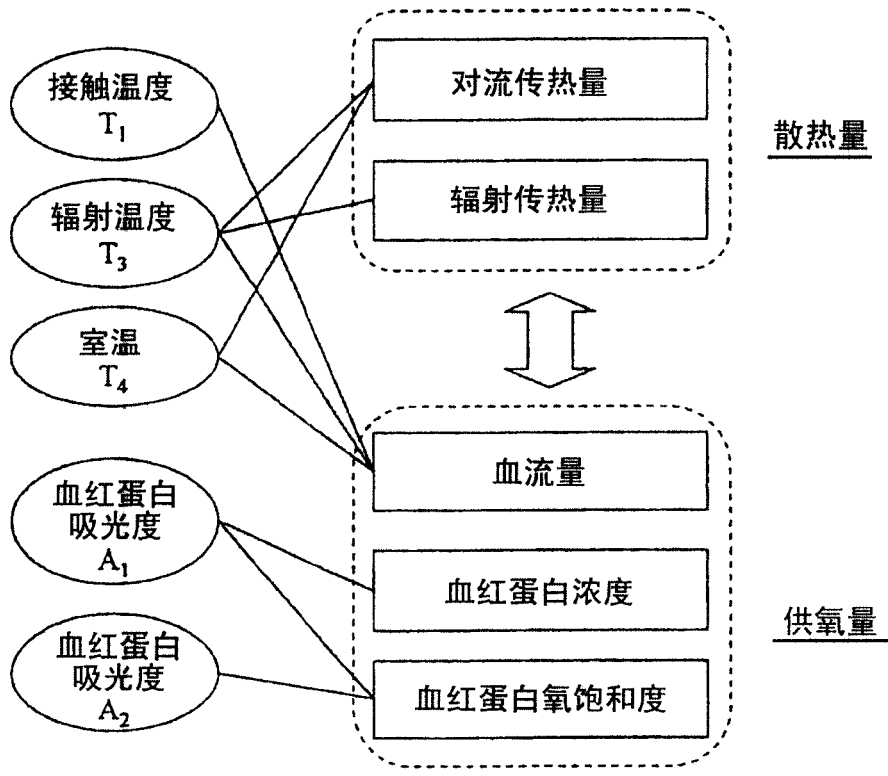


图12

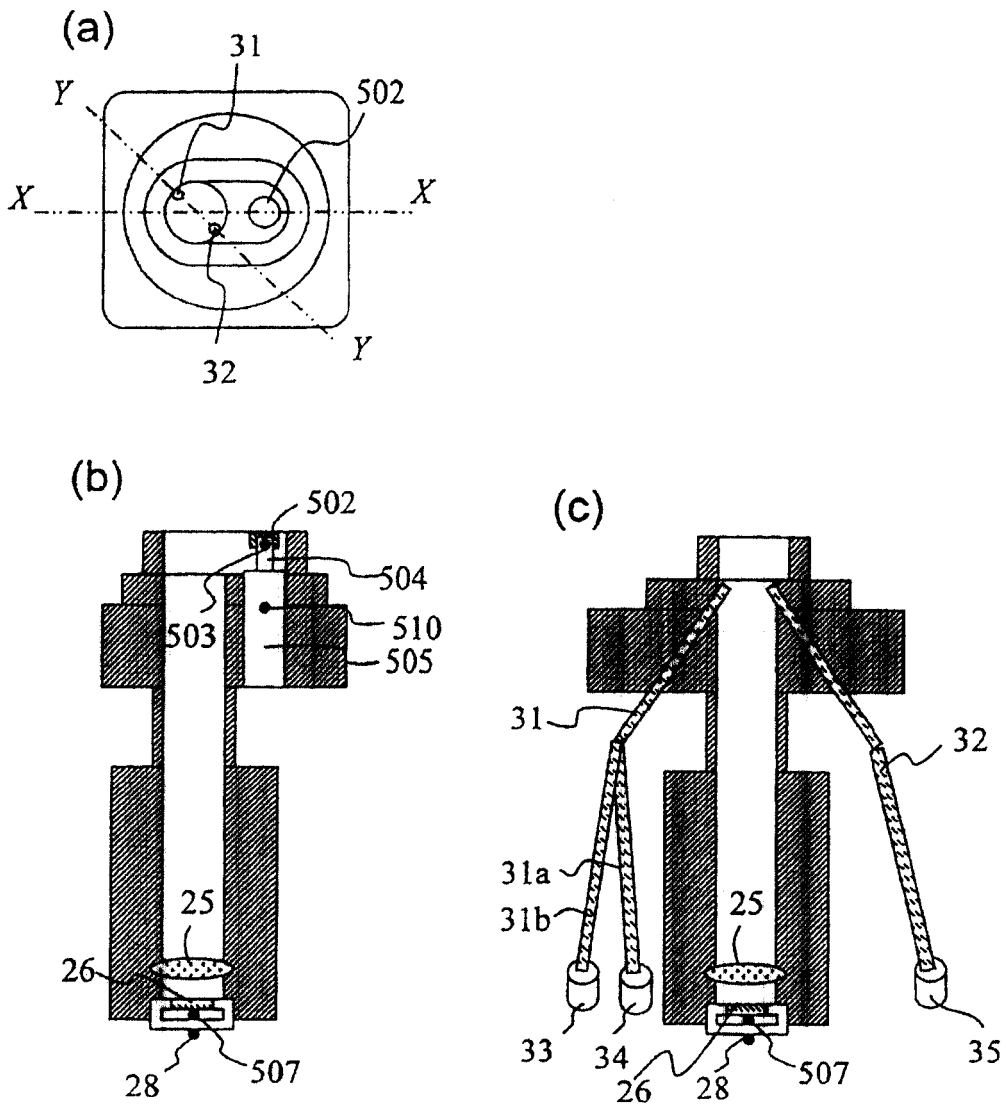


图13

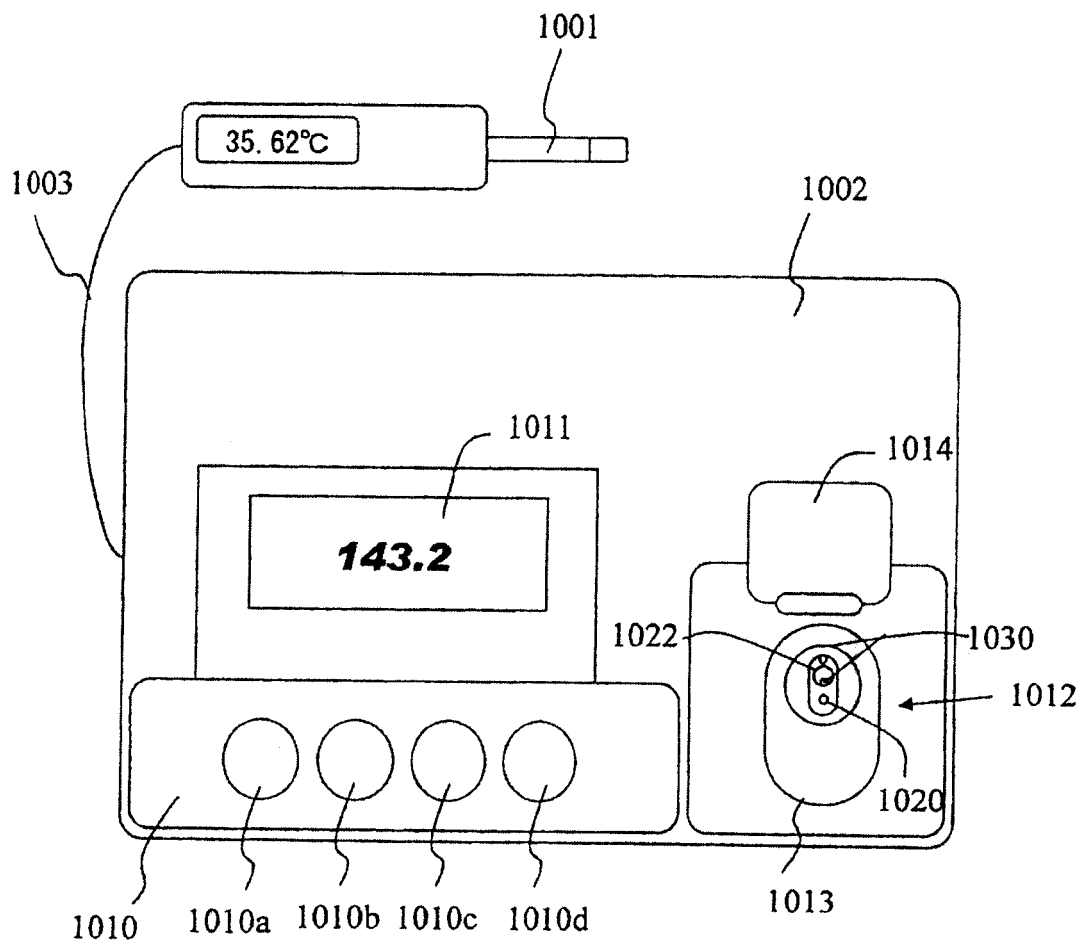


图14

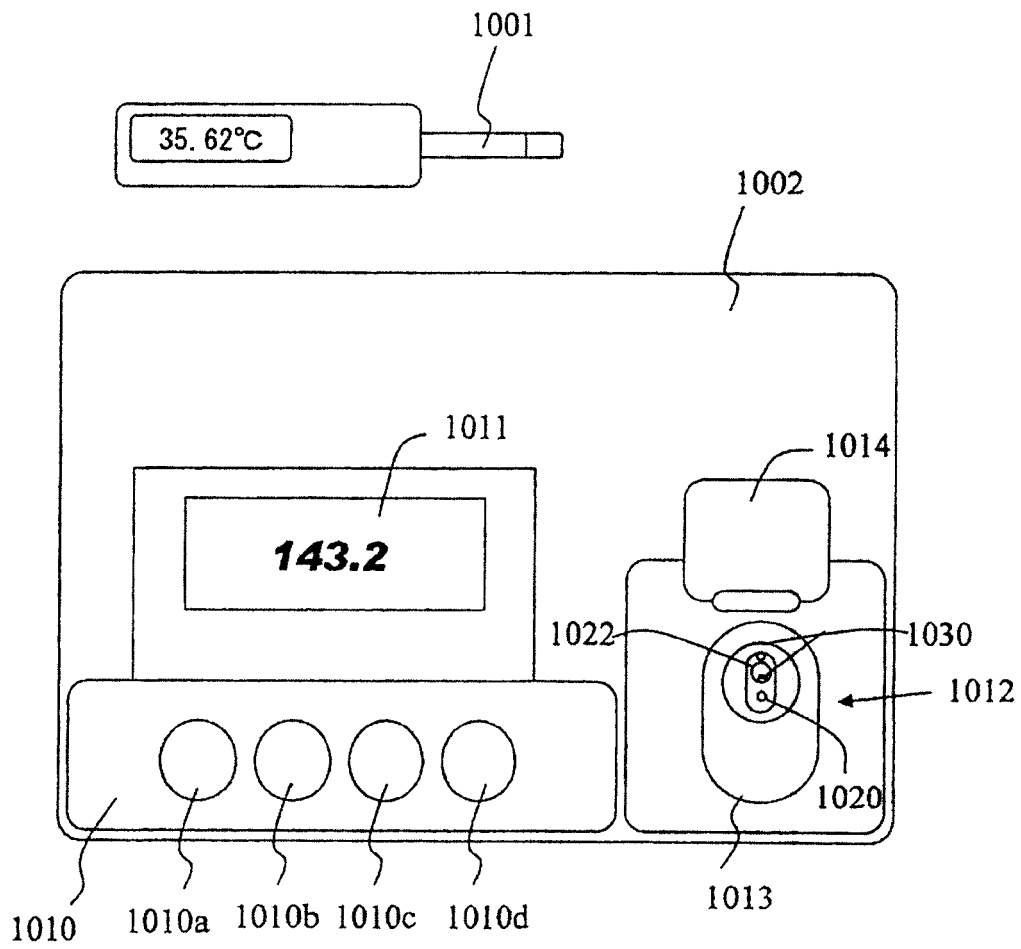


图15

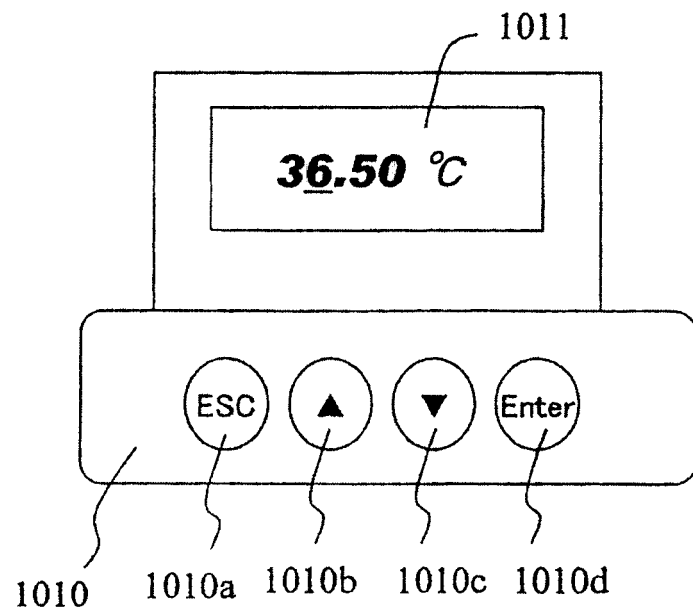


图16

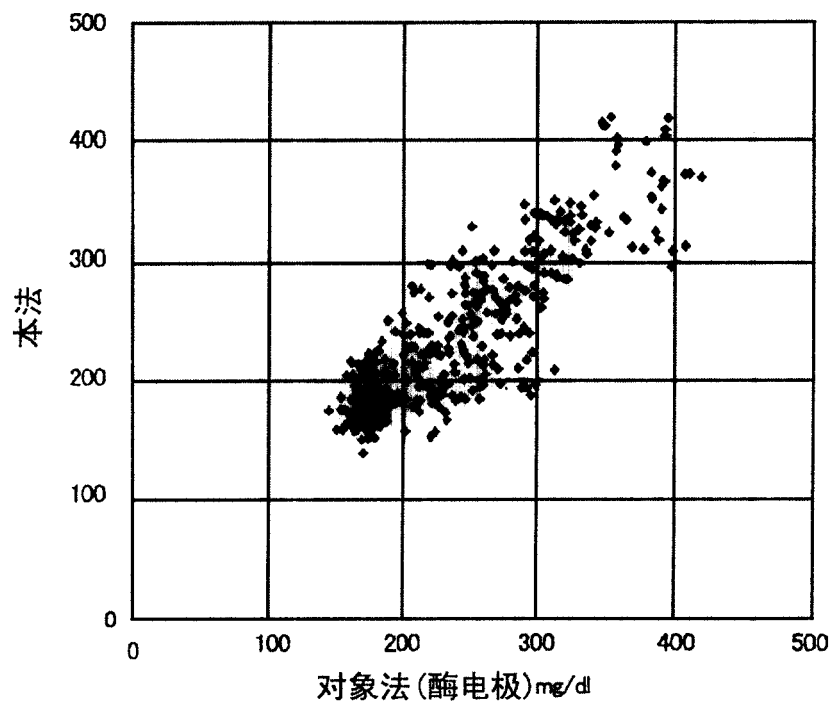


图17

专利名称(译)	血糖值测定装置及代谢量测定装置		
公开(公告)号	CN1947659A	公开(公告)日	2007-04-18
申请号	CN200510097516.3	申请日	2005-12-28
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	永田浩司 三卷弘 内田刚 浅野林一 木口雅史		
发明人	永田浩司 三卷弘 内田刚 浅野林一 木口雅史		
IPC分类号	A61B5/145 A61B5/01 A61B5/026 G01K17/00 A61B5/00 A61B5/028 A61B5/1455 G01N21/35 G01N21/3577 G01N21/359		
CPC分类号	A61B5/01 A61B5/1491 A61B5/14532		
代理人(译)	熊志诚		
优先权	2005300962 2005-10-14 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的血糖值测定装置可利用简单的装置结构和简易的信号处理技术来简便地进行血流量的测量。使用整合了对被测定部位施以温度测量功能和热负荷的功能的测定功能部，并各据由测定功能部所得到的测定结果来进行用于提取伴随着因血流引起的表面温度恢复的温度变化部分的处理。

