

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 5/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810128173.6

[43] 公开日 2009年1月21日

[11] 公开号 CN 101347328A

[22] 申请日 2008.7.21

[21] 申请号 200810128173.6

[30] 优先权

[32] 2007.7.19 [33] KR [31] 72233/07

[71] 申请人 三星电子株式会社

地址 韩国京畿道

[72] 发明人 赵在桀 吴政泽

[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所
代理人 邵亚丽

权利要求书 5 页 说明书 18 页 附图 16 页

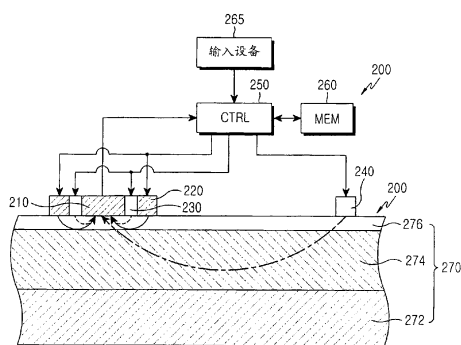
[54] 发明名称

用来测量生物信息的装置

[57] 摘要

公开了一种用来测量用户的生物信息的装置。该装置包括：用来接收用户的基本生物信息的设备；第一光源，向皮肤表面上照射具有第一波长的第一光；第二光源，向皮肤表面上照射具有第二波长的第二光；第三光源，以如下方式布置，从而第三光源被放置在比第一光源和第二光源更远离光电探测器的位置上，所述第三光源向皮肤表面上照射具有第三波长的第三光；光电探测器，检测透射通过皮肤表面的第一检测光、第二检测光、以及第三检测光，并且将所述第一检测光、第二检测光、以及第三检测光转换为电信号，所述第一检测光、第二检测光、以及第三检测光对应于所述第一波长、第二波长、以及第三波长；以及控制单元，用来使第一光源、第二光源、以及第三光源能够被按已知顺序驱动，并且根据输入的基本生物信息以及第一

检测光、第二检测光、以及第三检测光的强度，产生用户的生物信息。



1. 一种用来测量用户的生物信息的装置, 该装置包括:

用来接收所述用户的基本生物信息的设备;

第一光源, 布置在皮肤表面之上, 向所述皮肤表面上照射具有第一波长的第一光;

第二光源, 布置在所述皮肤表面之上, 向所述皮肤表面上照射具有第二波长的第二光;

第三光源, 以如下方式布置在所述皮肤表面之上, 从而所述第三光源被放置在比所述第一光源和第二光源更远离光电探测器的位置上, 所述第三光源向所述皮肤表面上照射具有第三波长的第三光;

所述光电探测器, 检测透射通过所述皮肤表面的第一检测光、第二检测光、以及第三检测光, 并且生成对应的电信号, 所述第一检测光、第二检测光、以及第三检测光对应于所述从第一光源、第二光源、以及第三光源照射的光; 以及

控制单元, 用来使所述第一到第三光源能够被按已知顺序驱动, 并且根据所述基本生物信息以及所述第一到第三检测光的强度, 产生所述用户的生物信息。

2. 如权利要求 1 所述的装置, 其中所述控制单元如下产生黑色素指数 MI,

$$MI = A + B \ln(I_1/I_2) \quad \dots \dots \dots (1)$$

其中 A 与 B 表示预置系数,

I_1 表示所述第一检测光的强度,

I_2 表示所述第二检测光的强度; 并且

$\ln$ 表示自然对数函数。

3. 如权利要求 1 所述的装置, 其中所述控制单元如下计算皮下脂肪厚度:

$$SAT_p = C_p + D_p BMI + E_p I_{MI},$$

$$I_{MI} = I_3 / (I_1 / I_2), \text{ 以及}$$

$$BMI = WT / HT^2,$$

其中 SAT_p 表示所述皮下脂肪厚度,

C_p , D_p 以及 E_p 表示预置系数,

I_1 表示所述第一检测光的强度,
 I_2 表示所述第二检测光的强度,
 I_3 表示所述第三检测光的强度,
 WT 表示所述用户的体重, 以及
 HT 表示所述用户的身高。

4. 如权利要求 1 所述的装置, 其中所述控制单元如下计算身体脂肪百分比:

$$PBF_p = F_p + G_p BMI + H_p AGE + I_p I_{MI},$$

$$I_{MI} = I_3 / (I_1 / I_2), \text{ 以及}$$

$$BMI = WT / HT^2,$$

其中 PBF_p 表示所述身体脂肪百分比,

F_p , G_p , H_p 以及 I_p 表示预置系数,

I_1 表示所述第一检测光的强度,

I_2 表示所述第二检测光的强度,

I_3 表示所述第三检测光的强度,

WT 表示所述用户的体重,

HT 表示所述用户的身高, 并且

AGE 表示所述用户的年龄。

5. 如权利要求 1 所述的装置, 其中所述第一波长属于可见光波段, 并且所述第二波长与第三波长属于近红外线波段。

6. 如权利要求 1 所述的装置, 还包括:

波导, 布置在所述皮肤表面之上, 从而位于所述第一和第二光源与所述第三光源之间, 使所述从第三光源提供的第三光能够在所述波导内通过全反射传输; 以及

至少一个光提取图案, 用来将所述第三光导向所述波导之外。

7. 如权利要求 6 所述的装置, 其中所述波导具有圆环形状, 并且配备有面对所述皮肤表面的下表面、以及与该下表面相对的上表面, 并且在所述波导的上表面上形成所述光提取图案。

8. 如权利要求 1 所述的装置, 还包括:

波导, 位于所述光电探测器与所述第一和第二光源之间, 使所述从第一或第二光源提供的第一或第二光能够在所述波导内通过全反射传输; 以及

至少一个光提取图案，用来将所述第一或第二光导向所述波导之外。

9. 如权利要求 8 所述的装置，其中所述波导具有圆环形状，并且配备有面对所述皮肤表面的下表面、以及与该下表面相对的上表面，并且在所述波导的上表面上形成所述光提取图案。

10. 一种用来测量用户的生物信息的装置，该装置包括：

用来接收所述用户的基本生物信息的设备；

至少一个第一光源，向皮肤表面上照射具有第一波长的第一光；

至少一个第二光源，向所述皮肤表面上照射具有第二波长的第二光；

第一光电探测器，检测透射通过所述皮肤表面的第一检测光与第二检测光，并且将所述第一检测光与第二检测光转换为电信号，其中所述第一检测光对应于所述从第一光源照射的光，并且所述第二检测光对应于所述从第二光源照射的光的一部分；

第二光电探测器，检测透射通过所述皮肤表面的第三检测光，并且将所述第三检测光转换为电信号，所述第三检测光对应于所述从第二光源照射的光的另一部分；以及

控制单元，用来使所述第一与第二光源能够被按已知顺序驱动，并且根据所述基本生物信息以及所述第一到第三检测光的强度，产生所述用户的生物信息。

11. 如权利要求 10 所述的装置，其中所述控制单元如下产生黑色素指数 MI，

$$MI = A + B \ln(I_1/I_2) \quad \dots \dots \dots (1)$$

其中 A 与 B 表示预置系数，

I_1 表示所述第一检测光的强度，

I_2 表示所述第二检测光的强度；并且

$\ln$ 表示自然对数函数。

12. 如权利要求 10 所述的装置，其中所述控制单元如下计算皮下脂肪厚度：

$$SAT_p = C_p + D_p BMI + E_p I_{MI},$$

$$I_{MI} = I_3 / (I_1 / I_2), \text{ 以及}$$

$$BMI = WT / HT^2,$$

其中 SAT_p 表示所述皮下脂肪厚度，

C_p , D_p 以及 E_p 表示预置系数,
 I_1 表示所述第一检测光的强度,
 I_2 表示所述第二检测光的强度,
 I_3 表示所述第三检测光的强度,
 WT 表示所述用户的体重, 以及
 HT 表示所述用户的身高。

13. 如权利要求 10 所述的装置, 其中所述控制单元如下计算身体脂肪百分比:

$PBF_p = F_p + G_p BMI + H_p AGE + I_p I_{MI}$,
 $I_{MI} = I_3 / (I_1 / I_2)$, 以及
 $BMI = WT / HT^2$,
 其中 PBF_p 表示所述身体脂肪百分比,
 F_p , G_p , H_p 以及 I_p 表示预置系数,
 I_1 表示所述第一检测光的强度,
 I_2 表示所述第二检测光的强度,
 I_3 表示所述第三检测光的强度,
 WT 表示所述用户的体重,
 HT 表示所述用户的身高, 并且
 AGE 表示所述用户的年龄。

14. 如权利要求 10 所述的装置, 其中所述第一波长属于可见光波段, 并且所述第二波长属于近红外线波段。

15. 如权利要求 3 所述的装置, 还包括:

存储器, 用来存储表示所述基本生物信息与计算皮下脂肪厚度必须的系数之间的关系所需的表。

16. 如权利要求 4 所述的装置, 还包括:

存储器, 用来存储表示所述基本生物信息与计算身体脂肪百分比必须的系数之间的关系所需的表。

17. 如权利要求 12 所述的装置, 还包括:

存储器, 用来存储表示所述基本生物信息与计算皮下脂肪厚度必须的系数之间的关系所需的表。

18. 如权利要求 13 所述的装置, 还包括:

存储器，用来存储表示所述基本生物信息与计算身体脂肪百分比必须的系数之间的关系所需的表。

19. 如权利要求 1 所述的装置，其中所述光电探测器包括：

第一光电探测器，用来检测所述第一检测光与第二检测光；以及

第二光电探测器，用来检测所述第三检测光。

20. 如权利要求 1 所述的装置，其中围绕所述光电探测器交替地排列所述第一光源与第二光源。

21. 如权利要求 20 所述的装置，其中所述第一光源与第二光源分离于所述光电探测器不少于 5 毫米。

用来测量生物信息的装置

技术领域

本发明涉及测量用来生物信息的装置与方法，更具体地，涉及通过利用光来测量关于皮肤与皮下脂肪的信息的装置与方法。

背景技术

公众已经知道用来测量身体脂肪或者皮下脂肪厚度的各种方法。用来测量皮下脂肪厚度的方法包括：利用卡钳的直接测量的方便，利用超声波的方法，利用计算机化X射线分层造影（CT）的方法，磁共振成像（MRI）等等。利用卡钳直接测量皮下脂肪厚度的方法不准确不方法，并且会造成疼痛。通过利用超声波、CT、或者MRI来测量皮下脂肪厚度的方法需要昂贵的装备与专家。另外，因为由于需要实现上述方法的设备而使得不方便测量皮下脂肪厚度，所以人们研究了利用光的测量方法。

通过利用光来测量身体脂肪或者皮下脂肪厚度的一种方法对应于将光照射到活体的皮肤表面上，然后检测由于多次散射而从皮肤表面辐射的光，并且将辐射光转换为电信号。该方法具有以下优点：其没有侵犯性，并且测量时间短。另外，因为用来实现该方法的装置尺寸不大，所以该装置具有以下优点：其可以当场测量皮下脂肪厚度。

图1为显示根据现有技术的用来测量皮下脂肪厚度的装置的视图。生物组织130具有以下结构，其中对应于肌肉132、皮下脂肪134、以及厚度为0.5到4mm的皮肤136的相应层按该顺序层叠，并且皮肤136可以细分为角质层、表层、以及真皮。以上装置100包括发光二极管（LED）110以及光电二极管或者光电探测器（PD）120。LED 110与PD 120相互分离，并且被布置在皮肤136的表面之上。如果LED 110在皮肤136的表面上照射波长在近红外线波段内的的光，则某些光会在从皮肤136到肌肉132的方向上传输，某些光由于多次散射而被导向皮肤136的表面。大部分光会被肌肉132吸收。PD 120检测从皮肤136的表面辐射的光，并且将其转换为电信号。

图2为显示根据与LED 110的分隔距离的作为皮下脂肪134的厚度的函

数的 PD 120 的输出的变化的图示。X 轴以毫米 (mm) 表示皮下脂肪 134 的厚度, Y 轴以伏特 (V) 表示 PD 120 的输出电压。此处, “SD” 表示 LED 110 与 PD 120 之间的分离距离。图 2 显示分别对应于 SD 等于 5 mm (以包含小方块的实线表示)、10 mm (以包含小圆圈的实线表示)、以及 20 mm (以包含小三角的实线表示) 的情况的输出曲线。检查与每个 SD 相关的输出曲线, 可以看出皮下脂肪 134 越厚, 则 PD 120 的输出越多地朝向变为饱和的方向增加。另外, 可以确定 SD 越远, 可以测量的皮下脂肪 134 的厚度范围越宽。

名称为“Near Infrared Apparatus and Method for Determining Percent Fat in a Body”、由 Rosenthal 等人发明的第 4,850,365 号美国专利公开了以下技术, 其中将具有单个波长的光照射向皮肤表面上, 然后通过检测由于在皮下脂肪层内的多次散射而从皮肤表面辐射的光, 来测量身体脂肪百分比。

名称为“Near Infrared Apparatus for Measurement of Organic Constituents of Material”、由 Rosenthal 等人发明的第 4,633,087 号美国专利公开了以下技术, 其中将具有相互不同波长的多道光照射向皮肤表面上, 然后通过检测由于在皮下脂肪层内的多次散射而从皮肤表面辐射的多道光, 来测量身体脂肪百分比。

但是, 因为不仅皮下脂肪层的厚度而且皮肤的颜色与厚度都会影响 PD 的输出, 所以现有的生物信息测量技术具有以下问题: 无法有效地纠正由皮肤的颜色与厚度造成的身体脂肪百分比的误差、或者皮下脂肪层的厚度的误差。

发明内容

本发明提供了一种用来测量生物信息的装置, 其可以通过利用由用户输入的基本生物信息来更精确地测量生物信息。

根据本发明的一方面, 提供了一种用来测量用户的生物信息的装置, 包括: 用来接收用户的基本生物信息的设备; 第一光源, 布置在皮肤表面之上, 向皮肤表面上照射具有第一波长的第一光; 第二光源, 布置在皮肤表面之上, 向皮肤表面上照射具有第二波长的第二光; 第三光源, 以如下方式布置在皮肤表面之上, 从而第三光源被放置在比第一光源和第二光源更远离光电探测器的位置上, 并且第三光源向皮肤表面上照射具有第三波长的第三光; 光电探测器, 检测与第一到第三光相关联的检测光, 所有这些检测光都透射通过皮肤表面并且被转换为电信号; 以及控制单元, 用来使第一到第三光源能够

被按已知顺序驱动，并且根据基本生物信息以及第一到第三检测光的强度，产生用户的生物信息。

根据本发明的另一方面，提供了一种用来测量用户的生物信息的装置，包括：用来接收用户的基本生物信息的设备；第一光源，布置在皮肤表面之上，向皮肤表面上照射具有第一波长的第一光；第二光源，布置在皮肤表面之上，向皮肤表面上照射具有第二波长的第二光；第一光电探测器，顺序检测第一检测光与第二检测光，该第一检测光与第二检测光透射通过皮肤表面并且被转换为电信号；第二光电探测器，检测第三检测光，该第三检测光透射通过皮肤表面并且被转换为电信号；以及控制单元，用来使第一与第二光源能够被按已知顺序驱动，并且根据基本生物信息以及第一到第三检测光的强度，产生用户的生物信息。

附图说明

从以下结合附图的详细描述，可以看出本发明的以上与其他示范性特征、方面、以及优点，其中：

图 1 为显示根据现有技术的用来测量皮下脂肪厚度的装置的视图；

图 2 为显示根据与 LED 的分隔距离的作为皮下脂肪的厚度的函数的 PD 的输出变化的图示；

图 3 为显示根据本发明第一示范性实施例的用来测量生物信息的装置的平面图；

图 4 为显示图 3 所示的用来测量生物信息的装置的剖面图；

图 5 为显示由商用装置测量的标准黑色素指数 (MI) 与由图 4 所示的用来测量生物信息的装置测量的 MI 之间的相关性的图示；

图 6 为显示对应于测量位置的皮肤厚度变化的图示；

图 7 至图 9 为显示由商用装置测量的标准皮下脂肪厚度与由图 4 所示的用来测量生物信息的装置测量的皮下脂肪厚度之间的相关性的图示；

图 10 为显示由商用装置测量的身体脂肪百分比与由所述用来测量生物信息的装置测量的身体脂肪百分比之间的相关性的图示；

图 11 为显示图 4 所示的控制器的控制处理的流程图；

图 12 为显示根据本发明第二示范性实施例的用来测量生物信息的装置的平面图；

图 13 为显示图 12 中用来测量生物信息的装置的沿线 A-A 的剖面图；

图 14 为显示根据本发明第三示范性实施例的用来测量生物信息的装置的平面图；

图 15 为显示图 14 中用来测量生物信息的装置的沿线 B-B 的剖面图；以及

图 16 为显示根据本发明第四示范性实施例的用来测量生物信息的装置的剖面图。

具体实施方式

将参照附图详细描述本发明的示范性实施例。该描述包含诸如配备来促进对本发明的更全面理解的具体配置元素等细节，并且本领域技术人员可以看出在本发明的范围内，可以对这些细节进行预定的形式改变与修改。另外，在以下对本发明的描述中，当会使本发明的主题不清楚时，省略对融入其中的公知功能以及配置的详细描述。

图 3 为显示根据本发明第一示范性实施例的用来测量生物信息的装置的平面图，并且图 4 为显示图 3 所示的用来测量生物信息的装置的剖面图。生物组织 270 具有以下结构，其中对应于肌肉 272、皮下脂肪 274、以及皮肤 276 的相应层按该顺序层叠。用来测量生物信息的装置 200 包括光电探测器 210、多个第一光源 220、多个第二光源 230、第三光源 240、存储器 (MEM) 260、输入设备 265、以及控制器 (CTRL) 250。在图 3 中，未显示在图 4 中显示的控制 250、存储器 260、以及输入设备 265。

光电探测器 210 被布置在皮肤 276 的表面之上，并且输出通过光电转换从输入光转换的电信号。即，光电探测器 210 检测透射通过皮肤 276 的表面的输入光，并且将所检测的光转换为电信号。光电探测器 210 在其下端配备有受光表面，并且光电探测器 210 的受光表面可以与皮肤 276 的表面紧密接触，或者可以与皮肤分离。可以使用常规的光电二极管作为光电探测器 210。

围绕着光电探测器 210 交替排列着一或多个 (作为示范性实施例为 4 个) 第一光源 220 与一或多个 (作为示范性实施例为 4 个) 第二光源 230，其中第一光源 220 与第二光源 230 以相同距离和光电探测器 210 相分离，并且在圆周方向上按照相同间隔排列。即，在以光电探测器 210 为中心的情况下，在与其直径的方向垂直的方向上。

每个第一光源 220 被布置在皮肤 276 的表面之上,从而与光电探测器 210 相分离,并且在皮肤 276 的表面上照射具有可见光波段(希望为 600 到 750 nm)中的第一波长(例如 660 nm)的第一光(以实线表示)。第一光源 220 在其下端配备有发光表面,并且第一光源 220 的发光表面可以与皮肤 276 的表面紧密接触,或者可以与皮肤的表面分离。可以使用常规的 LED 或者激光二极管(LD)作为第一光源 220。

每个第二光源 230 被布置在皮肤 276 的表面之上,从而与光电探测器 210 相分离,并且在皮肤 276 的表面上照射具有近红外线波段(希望为 750 到 1000 nm)中的第二波长(例如 880 nm)的第二光(以点线表示)。第二光源 230 在其下端配备有发光表面,并且第二光源 230 的发光表面可以与皮肤 276 的表面紧密接触,或者可以与皮肤的表面分离。可以使用常规的 LED 或者 LD 作为第二光源 230。

第三光源 240 以如下方式布置在皮肤 276 的表面,从而被放置在比第一光源 220 和第二光源 230 距离光电探测器 210 更远的位置上,并且在皮肤 276 的表面上照射具有近红外线波段中的第三波长的第三光(以长短虚线表示)。第三光源 240 在其下端配备有发光表面,并且第三光源 240 的发光表面可以与皮肤 276 的表面紧密接触,或者可以与皮肤的表面分离。可以使用常规的 LED 或者 LD 作为第三光源 240。在本实施例中,设置第三波长与第二波长相同。

光电探测器 210、第一光源 220、以及第二光源 230 中的每一个可以与皮肤相分离,但是在这种情况下,光学耦合效率以及由对准造成的测量精确性可能会下降。

在本实施例中,光电探测器 210 与第一光源 220 和第二光源 230 之间的典型距离等于 2 毫米(mm),并且光电探测器 210 与第三光源 240 之间的距离等于 10 mm。希望光电探测器 210 与第一光源 220 和第二光源 230 之间的距离等于或小于 5 mm,并且光电探测器 210 与第三光源 240 之间的距离等于或大于 10 mm。因为使用第一光源 220 和第二光源 230 来测量关于皮肤 276 的信息,所以为了减少依赖于皮下脂肪 274 的厚度的影响,希望设置光电探测器 210 与第一光源 220 和第二光源 230 之间的距离等于或小于 5 mm。另外,因为使用第三光源 240 来测量关于皮下脂肪层 274 的信息,从而可以测量宽范围的皮下脂肪厚度,所以希望设置光电探测器 210 与第三光源 240 之间的

距离等于或大于 10 mm。

在皮肤 276 中包含的胶原质纤维具有非对称光学特性。在本实施例中，虽然在光电探测器 210 周围均匀地排列多个第一光源 220 以抵消皮肤 276 的方向性特性，但是可以使用单个第一光源 220。与以上原因相同，可以使用单个第二光源 230。

将第一光中由光电探测器 210 接收的光具体称为“第一检测光”，将第二光中由光电探测器 210 接收的光具体称为“第二检测光”，并且将第三光中由光电探测器 210 接收的光具体称为“第三检测光”。

皮肤颜色主要受黑色素指数 (MI) 与红斑指数影响。MI 用来对人种分类，而红斑指数由毛细血管的分布以及在皮肤中存在的血液的分布确定。红斑指数容易受施加到皮肤的压力影响，并且具有以下趋势：如果压力较大，则由于阻塞了血液，会大大减少按个人分类的变化。在这些条件下，可以仅使用 MI 来表示皮肤颜色。

可以由以下等式 (1) 来定义 MI：

$$MI = A + B \ln (I_1/I_2) \quad \dots \dots \dots (1)$$

其中 A 与 B 表示第一系数，

I_1 表示第一检测光的强度，

I_2 表示第二检测光的强度；并且

$\ln$ 表示自然对数函数。

通过数值分析（例如最小二乘法）以及此时通过用来诊断皮肤颜色的商用装置（例如 CK Electric 公司制造的 Mexameter MX18）获得的 MI（此后将商用装置获得的 MI 称为“标准 MI”）来求得第一系数 A 与 B。

在提供本发明提出的各种算法所伴随的数值例时，使用实验条件作为前提。

作为第一光源 220，使用 Knowledge-on 公司发布的 OPA6611 LED 芯片，其在由占空比为 8% 的脉冲驱动的同时具有等于 145 毫安 (mA) 的最大电流值。作为第二光源 230，使用 Knowledge-on 公司发布的 OPA8732HP (F) LED 芯片，其在由占空比为 8% 的脉冲驱动的同时具有等于 28 mA 的最大电流值。作为第三光源 240，使用 Knowledge-on 公司发布的 OPA8750T LED 芯片，其在由占空比为 8% 的脉冲驱动的同时具有等于 290 mA 的最大电流值。作为光电探测器 210，使用 Kodenshi Korea 公司发布的 HPI-12N 硅光电二极管，其具有

1.2 mm X 1.2 mm 的芯片尺寸。在本发明的一个方面，光电探测器 210 与第一光源 220 和第二光源 230 之间的分离距离等于 2 mm，并且光电探测器 210 与第三光源 240 之间的分离距离等于 25 mm。每个检测光的强度（即光功率）对应于通过从在相关光源工作的状态下由光电探测器 210 测量的强度中减去在相关光源停止工作的状态下由光电探测器 210 测量的强度（环境光的强度，例如自然光、照明等等）而求得。进行了临床实验，其中将二十到五十年龄范围的成年男性与二十到三十年龄范围的成年女性作为目标。

数值例 1

图 5 为显示由商用装置测量的标准黑色素指数 (MI) 与根据本发明原理的用来测量生物信息的装置测量的 MI 之间的相关性的图示。

在图 5 中，X 轴表示由商用装置测量的标准黑色素指数 (MI)，Y 轴表示由用来测量生物信息的装置 200 测量的 MI。装置 200 测量的每个 MI 由小方块表示。在本数值例 1 中，利用等式 (1) 计算测定 MI，并且将相应第一系数 A 与 B 表示设置为 280.14 和 -575.01。两个黑色素指数显示大约 0.921 的相关系数。

由光电探测器 210 检测的检测光的强度依赖于皮肤 276 的颜色和厚度以及在此之外的影响检测光强度的光学特性（例如性别、年龄、身高、体重等等）变化。

给出皮下脂肪 274 的皮下脂肪组织 (SAT) 作为波长为 880 nm 的第三检测光、皮肤 276、皮下脂肪 274、以及肌肉 272 所具有的光学特性的函数，并且由以下等式 (2) 限定：

$$\text{SAT} = f(I_3, \text{GEN}, \text{AGE}, \text{HT}, \text{WT}, \text{SC}, \text{ST}) \dots\dots\dots (2)$$

其中 GEN 表示性别区别，AGE 表示年龄，HT 表示身高，WT 表示体重，SC 表示皮肤颜色，ST 表示皮肤厚度。

图 6 为显示对应于测量位置的皮肤厚度变化的图示。通过利用计算机化 X 射线分层造影 (CT)，以 34 位二十多岁的韩国女性为目标，来测量皮肤的厚度，测量了二头肌、三头肌、上腹、下腹、大腿前面、大腿内测、大腿侧面、大腿后面、以及小腿。如图所示，因为每个测量点上皮肤厚度的变化不大，所以在等式 (2) 中，可以将皮肤厚度替换为测量位置。

$$\text{SAT} = f(I_3, \text{GEN}, \text{AGE}, \text{HT}, \text{WT}, \text{SC}, \text{POS}) \dots\dots\dots (3)$$

其中 POS 表示测量位置。

如等式(4)所示, 可以将皮肤颜色替换为 MI, 可以使用身体质量指数来表示身高(HT)与体重(WT)。

$$\begin{aligned} \text{SAT} &= f(I_3, \text{GEN}, \text{AGE}, \text{BMI}, \text{MI}, \text{POS}), \text{ 以及} \\ \text{BMI} &= \text{WT} [\text{Kg}] / \text{HT}^2 [\text{m}] \dots \dots \dots (4) \end{aligned}$$

在等式(4)中, 如果将第三检测光的强度、BMI、以及 MI 指定为变量, 并且将剩余因素指定为系数, 则等式(4)可以表示为:

$$\text{SAT}_p = f_p(I_3, \text{BMI}, \text{MI}) \dots \dots \dots (5)$$

其中 SAT_p 表示按测量位置分类的皮下脂肪的厚度。

另外, 等式(5)可以表示为:

$$\begin{aligned} \text{SAT}_p &= f_p(I_{MI}, \text{BMI}) \text{ 以及} \\ I_{MI} &= I_3 / (I_1 / I_2) \dots \dots \dots (6) \end{aligned}$$

在等式(6)中, 将函数 f_p 具体表示为以下等式(7)。

$$\text{SAT}_p = f_p(I_{MI}, \text{BMI}) = C_p + D_p \text{BMI} + E_p I_{MI} \dots \dots \dots (7)$$

在等式(6)中, 可以通过多重回归分析来求得第二系数 C_p 、 D_p 、以及 E_p , 其中, 在将性别区分、年龄、以及测量位置指定为常数的情况下, 重复将由 CT 测量的 SAT_p 、由装置 200 测量的 I_{MI} 、以及通过用户输入获得的 BMI 代入等式(7)的处理。也可以对等式(5)进行多重回归分析。

图 7 为显示由商用装置测量的标准皮下脂肪厚度与由装置 200 测量的皮下脂肪厚度之间的相关性的图示。

在图 7 中, X 轴表示由商用装置(例如超声装置)测量的标准皮下脂肪厚度, Y 轴表示由装置 200 测量的皮下脂肪厚度。标准皮下脂肪厚度与该皮下脂肪厚度在其间具有大约 0.95 的相关系数。通过利用 CT 以 13 位二十多岁的韩国女性为目标, 来测量皮下脂肪厚度, 测量了二头肌、三头肌、上腹、下腹、大腿前面、大腿内测、大腿侧面、大腿后面、以及小腿。

数值例 2

图 8 为显示由商用装置测量的标准皮下脂肪厚度与由装置 200 测量的皮下脂肪厚度之间的相关性的图示。

在图 8 中, X 轴表示由商用装置测量的标准皮下脂肪厚度, Y 轴表示由根据本发明原理的装置 200 测量的皮下脂肪厚度。由装置 200 测量的每个皮下脂肪厚度由小方块表示, 并且以男性为目标进行了临床实验。在本数值例 2 中, 通过利用等式(7)计算了每个测定皮下脂肪厚度, 并且在表 1 中给出了

依赖于测量位置的第二系数 C_p 、 D_p 、以及 E_p 。标准皮下脂肪厚度与该皮下脂肪厚度在其间具有大约 0.932 的相关系数。

表 1

	C_p	D_p	E_p
二头肌	-3.016	0.159	25.705
小腿	0.693	0.062	23.506
大腿前面	-4.756	0.325	22.841
下腹	-27.105	1.592	24.771
侧面	-3.075	0.404	16.865
三头肌	-2.327	0.180	15.673

数值例 3

图 9 为显示由商用装置测量的标准皮下脂肪厚度与由装置 200 测量的皮下脂肪厚度之间的相关性的图示。

在图 9 中, X 轴表示由商用装置测量的标准皮下脂肪厚度, Y 轴表示由用来测量生物信息的装置 200 测量的皮下脂肪厚度。由用来测量生物信息的装置 200 测量的每个皮下脂肪厚度由小方块表示, 并且以女性为目标进行了临床实验。在本数值例 3 中, 通过利用等式 (7) 计算了每个测定皮下脂肪厚度, 并且在表 2 中给出了依赖于测量位置的第二系数 C_p 、 D_p 、以及 E_p 。标准皮下脂肪厚度与该皮下脂肪厚度在其间具有大约 0.926 的相关系数。

表 2

	C_p	D_p	E_p
二头肌	-5.680	0.490	6.989
小腿	2.507	0.155	18.304
大腿前面	-5.244	0.446	15.410
大腿内测	-7.443	0.959	14.074
下腹	-20.776	1.709	25.000
侧面	-13.463	1.213	6.909
三头肌	-7.170	0.772	8.265

身体脂肪百分比可以由以下等式 (8) 限定。

$$PBF_p = F_p + G_p BMI + H_p AGE + I_p I_{MI} \dots \dots \dots (8)$$

在等式(8)中, 可以通过多重回归分析来求得第三系数 F_p 、 G_p 、 H_p 、以及 I_p , 其中, 在将性别区分、以及测量位置指定为常数的情况下, 重复将由CT测量的 PBF_p 、由用来测量生物信息的装置200测量的 I_M 、以及通过用户输入获得的AGE以及BMI两者代入等式(8)的处理。

数值例4

图10为显示由商用装置测量的身体脂肪百分比与由用来测量生物信息的装置200测量的身体脂肪百分比之间的相关性的图示。

在图10中, X轴表示由商用装置(例如生物电阻抗分析(BIA)装置)测量的标准身体脂肪百分比, Y轴表示由用来测量生物信息的装置200测量的身体脂肪百分比。由装置200测量的每个身体脂肪百分比由小方块表示, 并且以男性和女性两者为目标进行了临床实验。在本数值例4中, 通过利用等式(8)计算了每个测定身体脂肪百分比, 在每个男性的情况下, 测量了下腹部, 而在每个女性的情况下, 测量了丰满的大腿内测。在男性的情况下, 给出第三系数 F_p 、 G_p 、 H_p , 以及 I_p 分别为-14.693、1.303、0.067以及10.833, 而在女性的情况下, 给出第三系数 F_p 、 G_p 、 H_p , 以及 I_p 分别为-3.009、1.142、0.088以及13.339。标准身体脂肪百分比与该身体脂肪百分比在其间具有大约0.905的相关系数。

再次参照图3, 输入设备265功能为用来从用户接收基本生物信息的接口, 包括性别区分、身高、体重等等。例如, 输入设备265可以实现为一般配备给包括无线移动终端等等的手持式设备的小键盘。

存储器260存储表示基本生物信息与计算基本生物信息以及皮下脂肪厚度必须的第二系数之间的关系所需的表。即, 在该表中, 记录了基本生物信息(例如表示为{性别区分, 年龄, 以及测量位置}的数据集合)以及对应于基本生物信息的系数集合(例如表示为 $\{C_p, D_p, \text{以及 } E_p\}$ 的数据集合)。

控制器250使存储器260能够存储从输入设备265提供的基本生物信息, 使第一光源220、第二光源230、以及第三光源240能够被逐一驱动, 并且根据由光电探测器210顺序检测的第一到第三检测光的强度以及该表, 计算皮肤颜色(即MI)以及皮下脂肪的厚度。然后, 控制器250可以计算身体脂肪百分比。为此, 控制器250被电连接于光电探测器210、第一光源220、第二光源230、以及第三光源240, 接收来自光电探测器210的输出信号, 并且输出驱动信号给第一光源220、第二光源230、以及第三光源240中的每一个。

控制器 250 替换由等式 (4) 计算的 BMI 为从输入设备 265 提供的基本生物信息中的身高和体重, 并且使所替换的 BMI 能够被存储。

在本实施例中, 虽然例示了依次驱动第一光源 220、第二光源 230、以及第三光源 240, 但是可以可选地确定驱动顺序。

图 11 为显示控制器 250 的控制处理的流程图。控制器 250 执行以下步骤 S1 到 S4。

在步骤 S1 中, 通过利用输入设备 265 从用户输入基本生物信息 (包括性别区分、年龄、身高、体重、测量位置等等)。

在步骤 S2 中, 检测第一到第三检测光的强度。控制器 250 使第一光源 220、第二光源 230、以及第三光源 240 能够被逐次驱动, 并且感测由光电探测器 210 顺序检测的第一到第三检测光的强度。从光电探测器 210 提供的电信号具有依赖于输入到光电探测器 210 的光的强度的电压电平。控制器 250 可以对应于没有配备有模拟/数字接口的数字设备, 或者光电探测器 210、第一光源 220、第二光源 230、以及第三光源 240 可以对应于没有配备有模拟/数字接口的模拟设备。在这种情况下, 可以在控制器 250 与光电探测器 210 之间连接模数转换器, 并且可以在控制器 250 与第一光源 220、第二光源 230、以及第三光源 240 中的每一个之间连接数模转换器。

在步骤 S3 中, 确定等同于第一检测光和第二检测光的强度的皮肤颜色。可以通过将第一检测光和第二检测光的强度代入等式 (1) 中, 来计算皮肤颜色 (即 MI)。

在步骤 S4 中, 根据基本生物信息、第一到第三检测光的强度、以及在上述表中存储的值确定皮下脂肪的厚度。

首先, 控制器 250 确定对应于基本生物信息的三个系数。可以将该步骤看作为将基本生物信息到映射该三个系数的处理。因为该表具有离散的数据集合 (即 {性别区分, 身高, 以及测量位置} 以及 $\{C_p, D_p, \text{以及 } E_p\}$), 所以如果给出基本生物信息, 则可以通过近似算法确定对应于该基本生物信息的三个系数。例如, 在表中找到最近似于给出的基本生物信息的基本生物信息, 或者可以计算通过内插近似的三个系数。

第二, 控制器 250 将所确定的三个系数、第一到第三检测光的强度、以及 BMI (或者身高与体重) 代入等式 (7) 中, 然后计算皮下脂肪的厚度。

随后, 控制器 250 可以显示皮肤颜色以及皮下脂肪的厚度。为此, 用来

测量生物信息的装置 200 还可以包含显示设备, 例如液晶显示器 (LCD), 其电连接于控制器 250。

根据本发明的用来测量生物信息的装置 200 可以用于移动终端或者可穿戴设备, 例如移动电话、个人数字助理 (PDA) 等等, 并且可以被模块化以与移动终端形成单个主体或者可以安装到移动终端中。装置 200 可以包含至少一个光电探测器 210、至少一个第一光源 220、至少一个第二光源 230、至少一个第三光源 240、以及控制器 250, 并且光电探测器 210 的输出通过线路被输出到移动电话, 或者可以利用天线以无线方式输出光电探测器 210 的输出到移动终端。在这种情况下, 控制器 250 只执行使能第一光源 220、第二光源 230、以及第三光源 240 的功能, 并且因为移动终端一般配备有控制单元与存储器, 所以移动终端的控制单元可以执行计算上述皮肤颜色以及皮下脂肪厚度的步骤。

当考虑生物组织的方向性特性时, 不仅第一光源 220 与第二光源 230 的数目、而且第三光源 240 的数目都必须增加, 以围绕光电探测器 210。

但是, 因为在以上情况下用来测量生物信息的装置 200 的制造成本会增加, 所以在以下实施例中, 将提出一种结构, 其中通过利用波导将光源的数目最小化, 并且同时可以纠正由生物组织的方向性特性引起的误差。

图 12 为显示根据本发明第二示范性实施例的用来测量生物信息的装置的平面图, 图 13 为该用来测量生物信息的装置的沿线 A-A 的剖面图。用来测量生物信息的装置 300 具有与图 3 所示的装置 200 类似的配置和功能, 装置 200 与装置 300 之间的差别在于较多数目的第三光源 240 和较多数目的波导。类似的元件将标有类似的附图标记, 并且省略重叠的描述。用来测量生物信息的装置 300 包括光电探测器 210、多个第一光源 220、多个第二光源 230、多个第三光源 240A、波导 310、存储器 260、输入设备 265、以及控制器 250。在图 12 中, 没有显示在图 13 中显示的控制器 250、存储器 260、以及输入设备 265。

光电探测器 210 被排列在皮肤 (未显示) 的表面之上, 并且输出通过光电转换从输入光转换的电信号。光电探测器 210 检测从皮肤表面辐射的光, 并且输出电信号。

围绕着光电探测器 210 放置, 交替排列着第一光源 220 与第二光源 230, 其中四个第一光源 220 与四个第二光源 230 以相同距离和光电探测器 210 相

分离，并且在圆周方向上按照相同间隔排列。

四个第一光源 220 中的每一个被布置在皮肤的表面之上，从而与光电探测器 210 相分离，并且向皮肤表面上照射具有可见光波段中的第一波长（例如 660 nm）的第一光。

四个第二光源 230 中的每一个被布置在皮肤的表面之上，从而与光电探测器 210 相分离，并且向皮肤表面上照射具有近红外线波段中的第二波长（例如 940 nm）的第二光。

波导 310 具有圆环形状，并且被布置在皮肤的表面之上，从而围绕光电探测器 210、第一光源 220、以及第二光源 230，并且具有彼此相对的内圆周表面和外圆周表面。此时，波导 310 的下表面功能为输出端，并且可以与皮肤的表面紧密接触，或者可以与其分离。垂直于其圆周方向（即垂直于波导 310 的直径方向的方向）的剖面具有正形状。波导 310 具有比空气或者皮肤大的折射率，并且在波导 310 内的圆周方向上，光以全反射的方式传输。可以使用诸如聚碳酸酯、丙烯酸树脂等相对于第三光的波长具有透明特性的材料来实现波导 310，并且可以通过喷射模塑法或者其他类似方法来制造。否则，波导 310 可以相对于第三光的波长具有透明特性的橡胶材料实现，并且优选地可以诸如聚亚安酯、硅等材料实现。

波导 310 的上表面配备有多个光提取图案 320，其被形成来通过其下表面将传输到波导 310 内部的光输出到波导 310 的外部。每个光提取图案 320 散射入射光。以波导 310 的曲率中心为基准，对称地形成光提取图案 320。通过在波导 310 与空气或者皮肤之间的边界处破坏相对于入射光的全内反射条件，每个光提取图案 320 允许光透射通过波导 310 的下表面。因为由光提取图案 320 散射到波导 310 的下表面的光的一部分不满足全内反射条件（即在入射角度小于临界角度的情况下），所以该部分散射光透射通过波导 310 的下表面，并且被输出（辐射）到波导 310 的外部。另外，因为没有被光提取图案 320 散射而保留的传输光与剩余的散射光两者都满足全内反射条件，所以该传输光以及剩余的散射光继续在波导 310 内部传输，然后入射到不同的光提取图案。每个光提取图案 320 可以为划痕、凹凸、棱镜图案，或者其他类似光转向图案，其由印刷、光刻、激光、和/或冲压形成。每个光提取图案 320 可以具有各种形状的坚固结构，例如圆锥、半球、六面体、三棱锥、四棱锥等等，并且可以凹雕形状或者浮凸形状在波导 310 的上表面上形成。

可选择地，将所希望的光提取图案施加到模子，并且可以利用该模子通过喷射模塑法同时形成波导 310 与光提取图案 320。每个光提取图案 320 可以布喇格栅等等的形式配备，其具有折射率的周期性变化，并且这种折射率变化可以通过轮询（polling）、照射紫外线等等实现。光提取图案 320 可以在波导 310 的下表面上形成。在本实施例中，虽然光提取图案 320 限于散射入射光，但是可以与此不同地以涂层等等的形式配备光提取图案 320，其具有破坏全反射条件的折射率（例如类似于波导 310 的折射率）。在本实施例中，虽然限于在波导 310 的上表面上形成多个光提取图案 320，但是可以存在在波导 310 的全部上表面上连续形成的单个光提取图案。

第三光源 240A 以光电探测器 210 为中心对称排列，并且第三光源 240A 的各个输出端面对波导 310 的外圆周表面。每个第三光源 240A 将具有近红外线波段中的第二波长的第三光耦合到波导 310 的内部。

因为从每个第三光源 240 耦合到波导 310 的内部的光在以全反射方式在波导 310 的圆周方向上传输的同时逐步衰减，所以在波导 310 中，透射过靠近第三光源 240 的部分的光量可能大于透射过与第三光源 240 距离较远的部分的光量。为了解决这些问题，设置较靠近第三光源 240 的位置上的光提取图案 320 的密度或者尺寸不同于较远离第三光源 240 的位置上的光提取图案 320 的密度或者尺寸，并且通过这一点，可以调整出现在波导 310 的下表面上的光量的总体分布，而和与第三光源 240 的距离无关。例如，以第三光源 240 为基准，可以将相对近位置上的光提取图案 320 的密度设置为低，而将相对远位置上的光提取图案 320 的密度设置为逐渐升高。

图 14 为显示根据本发明第三示范性实施例的用来测量生物信息的装置的平面图，图 15 为显示该用来测量生物信息的装置的沿线 B-B 的剖面图。用来测量生物信息的装置 400 具有与图 12 所示的用来测量生物信息的装置 300 类似的配置和功能，装置 300 与装置 400 之间的差别在于较多数目的第一光源 220A 和第二光源 230A。对应于比装置 300 增加了第一光源 220A 和第二光源 230A 的数目，这允许更多的排列。另外，包含第二波导 410。类似地，类似的元件将标有类似的附图标记，并且省略重叠的描述。用来测量生物信息的装置 400 包括光电探测器 210、多个第一光源 220A、多个第二光源 230A、多个第三光源 240A、第一波导 310 与第二波导 410、存储器 260、输入设备 265、以及控制器 250。

具有圆环形状的第二波导 410 被布置在皮肤的表面之上，从而围绕光电探测器 210、第一光源 220、以及第二光源 230。第二波导 410 具有彼此相对的内圆周表面和外圆周表面，并且具有彼此相对的上表面与下表面。第二波导 410 的下表面的功能为输出端，并且可以与皮肤的表面紧密接触，或者可以与皮肤表面分离。垂直于其圆周方向（即垂直于第二波导 410 的直径方向的方向）的剖面具有基本正方的形状。第二波导 410 具有比空气或者皮肤大的折射率，并且在第二波导 410 内的圆周方向上，光以全反射的方式传输。第二波导 410 可以利用与第一波导 310 相同或者类似的材料实现。

第二波导 410 的上表面配备有多个光提取图案 420，其被形成来通过其下表面将传输到第二波导 410 内部的光输出到第二波导 410 的外部。每个光提取图案 420 散射入射光。以第二波导 410 的曲率中心为基准，对称地形成光提取图案 420。通过在第二波导 410 与空气或者皮肤之间的边界处破坏相对于入射光的全内反射条件，每个光提取图案 420 允许在光提取图案 420 处散射的光透射通过第二波导 410 的下表面。因为由光提取图案 420 散射到第二波导 410 的下表面一侧的光的一部分不满足全内反射条件（即在入射角度小于临界角度的情况下），所以该部分散射光透射通过第二波导 410 的下表面，并且由此被输出到第二波导 410 的外部。另外，因为没有被光提取图案 420 散射而保留的传输光与剩余的散射光两者都满足全内反射条件，所以该传输光以及剩余的散射光继续在第二波导 410 内部传输，然后入射到不同的光提取图案。每个光提取图案 420 可以具有与在第一波导 310 中形成的光提取图案 320 相同的形状。

第一光源 220A 以光电探测器 210 为中心对称排列，并且第一光源 220A 的各个输出端面对第二波导 410 的外圆周表面。第二光源 230A 以光电探测器 210 为中心对称排列，并且第二光源 230A 的各个输出端面对第二波导 410 的外圆周表面。每个第一光源 220A 将具有第一波长的第一光耦合到波导 310 的内部，并且每个第二光源 230A 将具有第二波长的第二光耦合到波导 310 的内部。在本实施例中，虽然单个第一光源 220A 与单个第二光源 230A 相互密切接触形成一对，可以以光电探测器 210 为中心，将第一光源 220A 排列在第一轴上，并且将第二光源 230A 排列在与第一轴垂直的第二轴上。

在上述实施例中，虽然单个光电探测器被布置在用来测量生物信息的装置的正中，并且围绕该光电探测器排列多个光源，但是可以在该装置的中心

处布置光源对，并且将多个光电探测器围绕该光源对排列。

图 16 为显示根据本发明第四示范性实施例的用来测量生物信息的装置的剖面图。

用来测量生物信息的装置 500 具有与图 3 所示的装置 200 类似的配置和功能。装置 200 与装置 500 之间的差别在于光电探测器 210A 与 210B 的排列和数目、以及第一光源 220B 和第二光源 230B 的排列和数目。因此，图 2 与图 12 中所示的类似的元件将标有类似的附图标记，并且省略重叠的描述。

生物组织 270 具有以下结构，其中对应于肌肉 272、皮下脂肪 274、以及皮肤 276 的相应层按该顺序层叠。用来测量生物信息的装置 500 包括第一光源 220B、第二光源 230B、第一光电探测器 210A、第二光电探测器 210B、存储器 (MEM) 260、输入设备 265、以及控制器 (CTRL) 250。

第一光源 220B 被布置在皮肤 276 的表面之上，并且在皮肤 276 的表面上照射具有可见光波段中的第一波长（例如 660 nm）的第一光。

第二光源 230B 被布置在皮肤 276 的表面之上，从而与第一光源 220B 密切接触，并且在皮肤 276 的表面上照射具有近红外线波段中的第二波长（例如 880 nm）的第二光。

第一光电探测器 210A 被布置在皮肤 276 的表面之上，从而与第一光源 220B 和第二光源 230B 相分离，并且输出通过光电转换从输入光转换的电信号。第二光电探测器 210B 以如下方式被布置在皮肤 276 的表面之上，从而被放置在比第一光电探测器 210A 更远离第一光源 220B 和第二光源 230B 的位置上，并且输出来自输入光的电信号。在本实施例中，第一光电探测器 210A 与第一光源 220B 和第二光源 230B 之间的距离等于 2 mm，并且第二光电探测器 210B 与第一光源 220B 和第二光源 230B 之间的距离等于 10 mm。希望的是，第一光电探测器 210A 与第一光源 220B 和第二光源 230B 之间的距离等于或者小于 5 mm，并且第二光电探测器 210B 与第一光源 220B 和第二光源 230B 之间的距离等于或者大于 10 mm。

将第一光中由第一光电探测器 210A 接收的光具体称为“第一检测光”，将第二光中由第一光电探测器 210A 接收的光具体称为“第二检测光”，并且将第二光中由第二光电探测器 210B 接收的光具体称为“第三检测光”。

存储器 260 存储表示基本生物信息与计算基本生物信息以及皮下脂肪厚度必须的第二系数之间的关系所需的表。

控制器 250 使第一光源 220B 和第二光源 230B 能够被逐一驱动, 根据由第一光电探测器 210A 顺序检测的第一检测光与第二检测光的强度, 计算皮肤 276 的颜色, 并且根据由第二光电探测器 210B 检测的第三检测光的强度以及该表, 计算皮肤颜色 (即 MI) 以及皮下脂肪 274 的厚度。为此, 控制器 250 电连接到第一光源 220B 和第二光源 230B、以及第一光电探测器 210A 和第二光电探测器 210B, 接收来自第一光电探测器 210A 和第二光电探测器 210B 的输出信号, 并且输出驱动信号给第一光源 220B 和第二光源 230B 中的每一个。

在本发明的第四实施例中, 虽然例示了使用输出具有相互不同波长的光的第一光源与第二光源, 但是可以同时输出具有相互不同波长的光, 或者可以使用波长可变的单个光源。

另外, 在本发明的实施例中, 虽然例示了仅测量皮肤的颜色以及皮下脂肪的厚度, 但是通过利用第一到第三检测光, 可以导出各种生物信息。例如, 因为使用近红外线的波长, 所以在密集汇聚毛细血管的指尖处测量脉冲波, 然后, 可以导出心跳速度变化率 (换言之, 压力)。另外, 因为同时使用近红外线波长与可见光波长, 所以也可以测量血液中的氧饱和度变化 (即 SpO_2 百分比)。另外, 也可以测量周围动脉血流量 (即光电容积脉搏波, PPG)、每分钟呼吸频率、脉搏等等的变化波形。

以下描述本发明公开的、被配置来如上操作的示范性实施例的优点与效果。

如上所述, 根据本发明的用来测量生物信息的装置与现有技术中用来测量生物信息的装置的不同之处在于: 本发明的装置不仅考虑了现有技术中用来测量生物信息的装置所考虑的皮肤的影响, 而且还从用户接收基本生物信息, 由此通过反映收到的基本生物信息, 提供了对于皮下脂肪厚度的更精确的测量。

另外, 在根据本发明的用来测量生物信息的装置中, 因为通过利用波导可以使用比现有技术装置中数量少的光源, 所以其适合于要求高经济效率的移动终端。

上述根据本发明的控制器可以硬件实现, 或者实现为软件或者计算机代码, 其可能被存储在记录介质中, 例如 CD ROM、RAM、软盘、硬盘、或者磁光盘, 或者通过网络下载, 从而利用通用计算机、特殊处理器、或者以可编程或者专用硬件 (例如 ASIC 或者 FPGA) 的形式, 可以在此类软件中形成此

处描述的方法。如本领域公知，计算机、处理器、或者可编程硬件包括存储器组件，例如 RAM、ROM、闪存等等，其可以存储或者接收软件或者计算机代码，当由该计算机、处理器、或者硬件访问与执行该软件或者计算机代码时，其实现此处描述的处理方法。

虽然参照本发明的特定示范性实施例显示并且描述了本发明，但是本领域技术人员应该理解，在不脱离本发明的精神与范围的前提下可以对此处的形式与细节进行各种更改。因此，本发明的精神与范围必须由权利要求书及其等价物限定，而非由所描述的本发明的实施例限定。

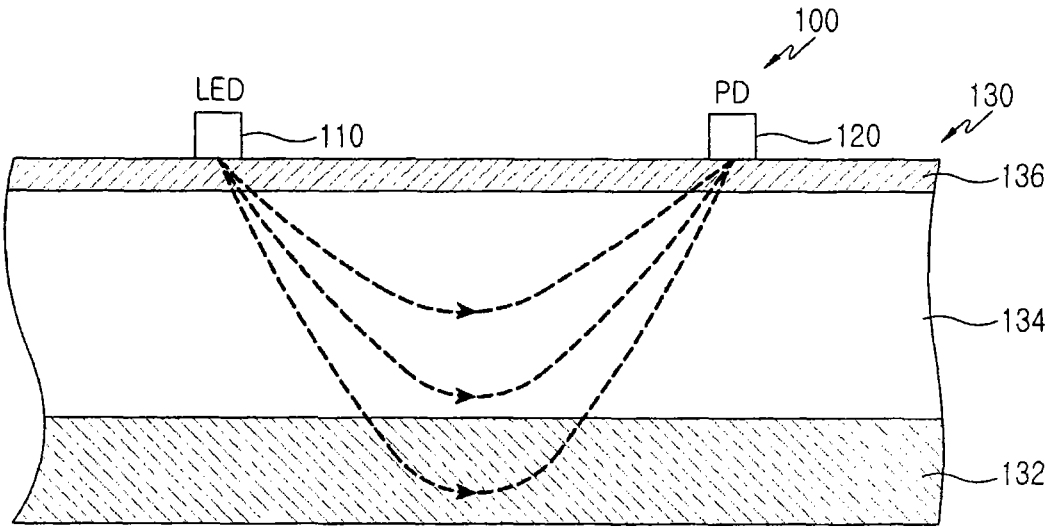


图 1

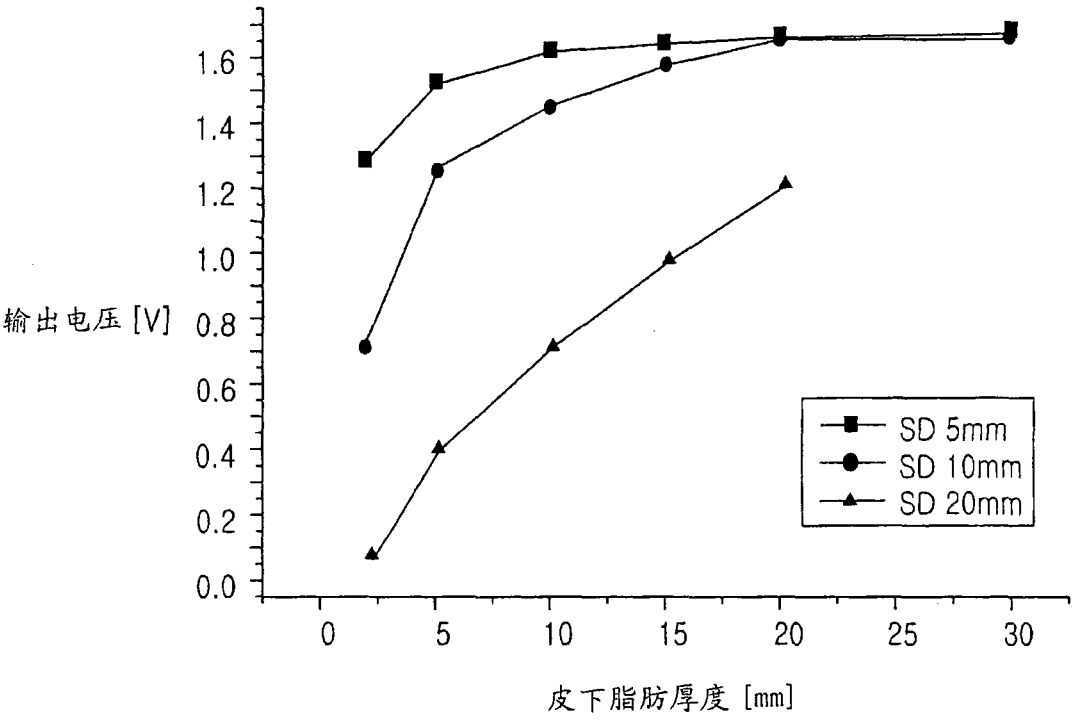


图 2

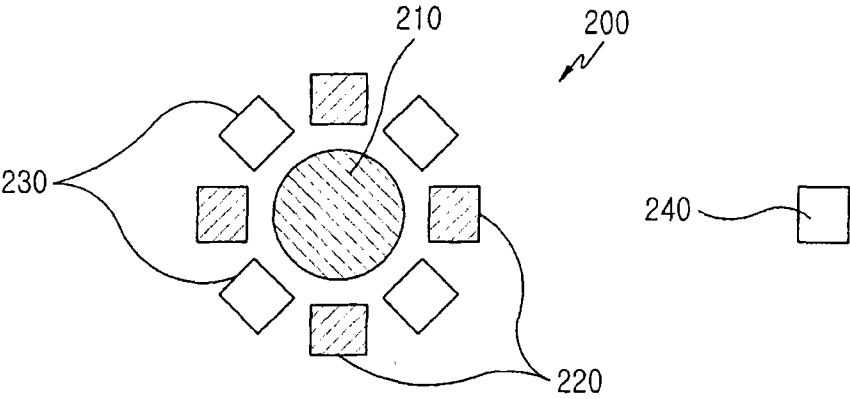


图 3

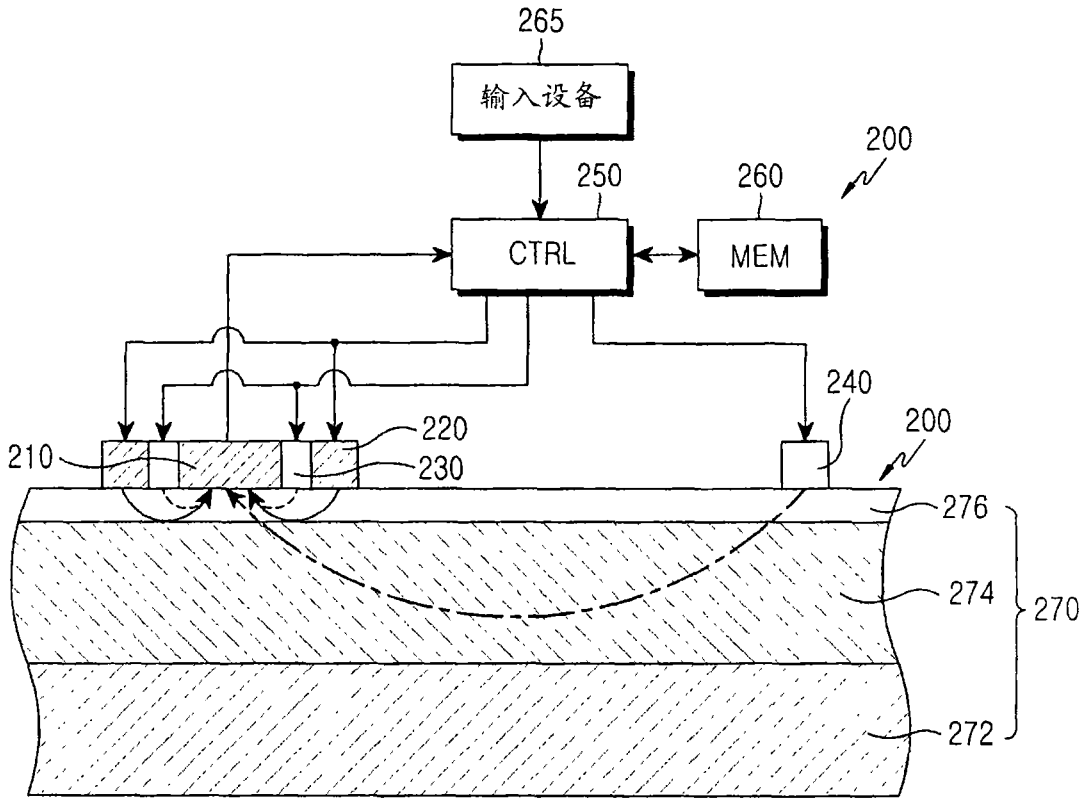


图 4

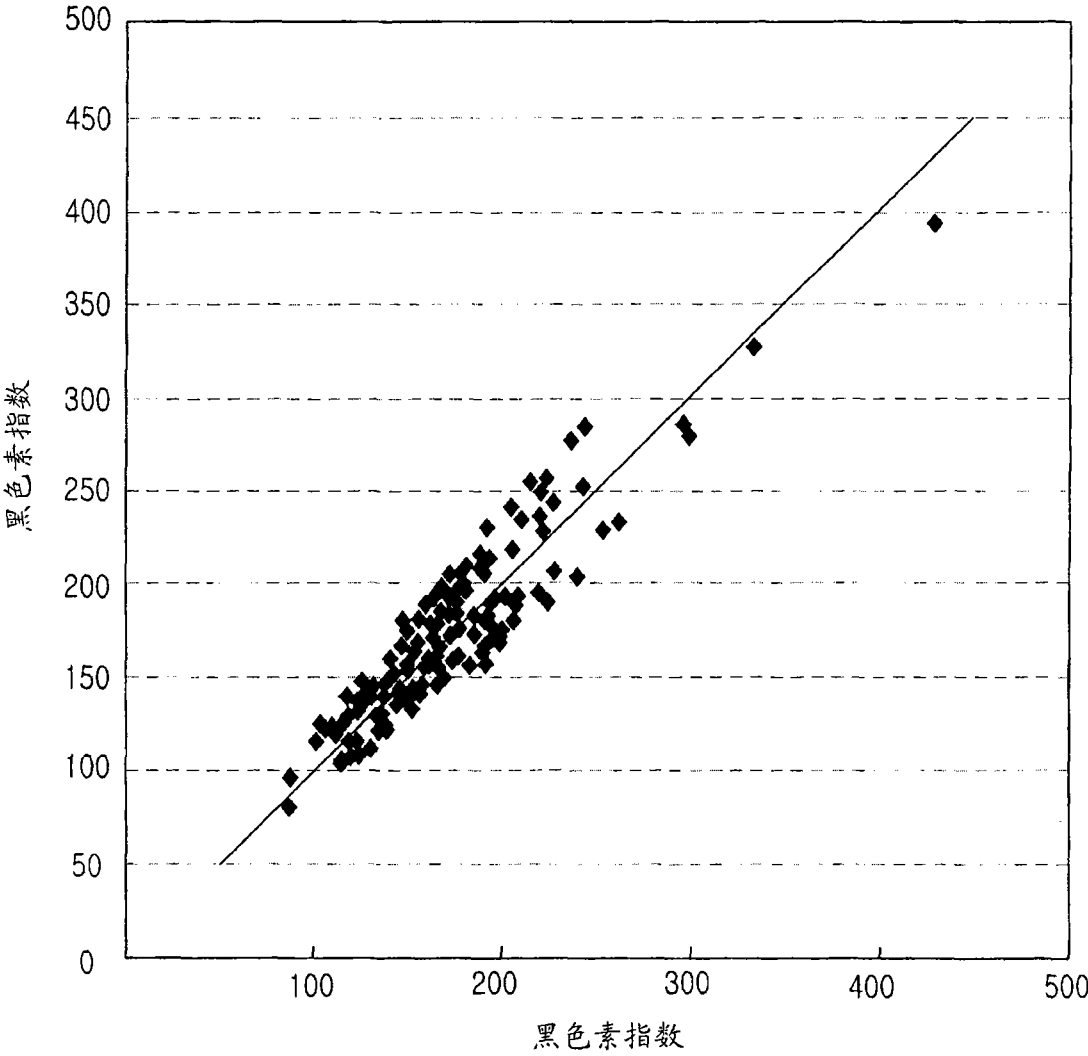


图 5

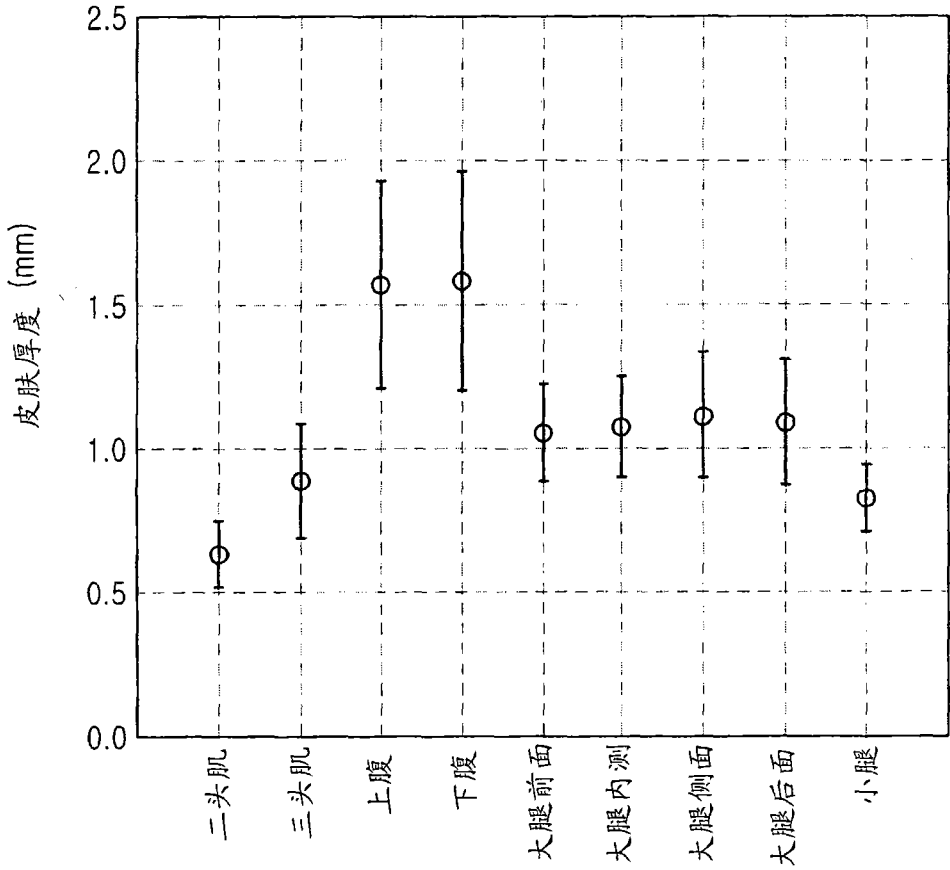


图 6

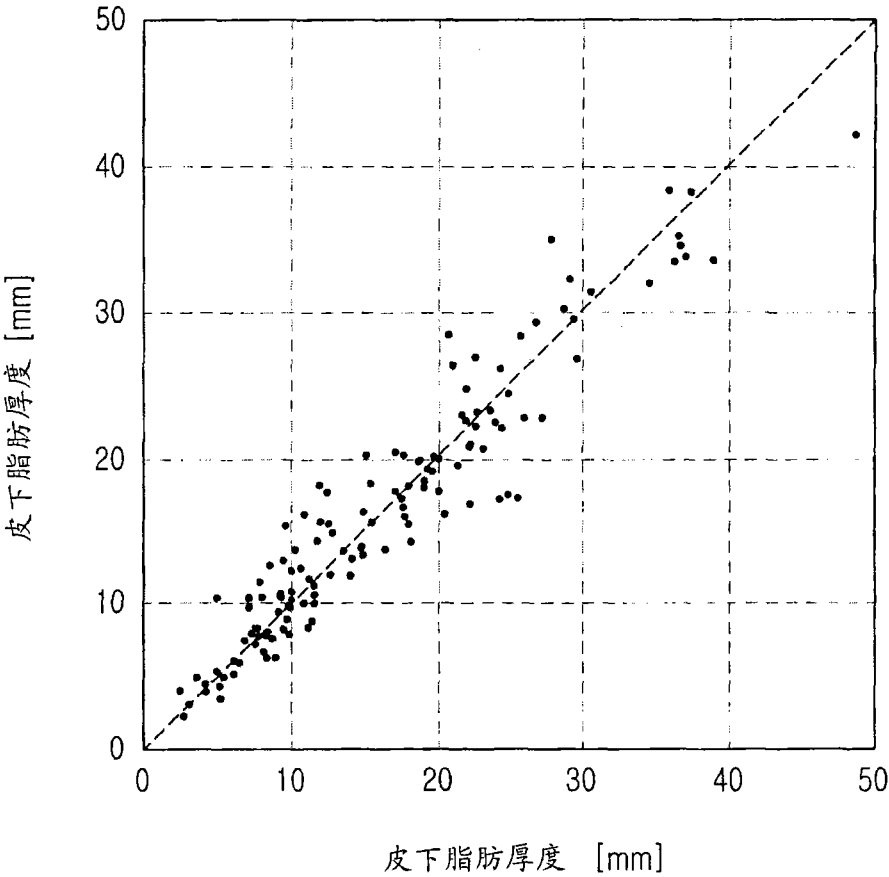


图 7

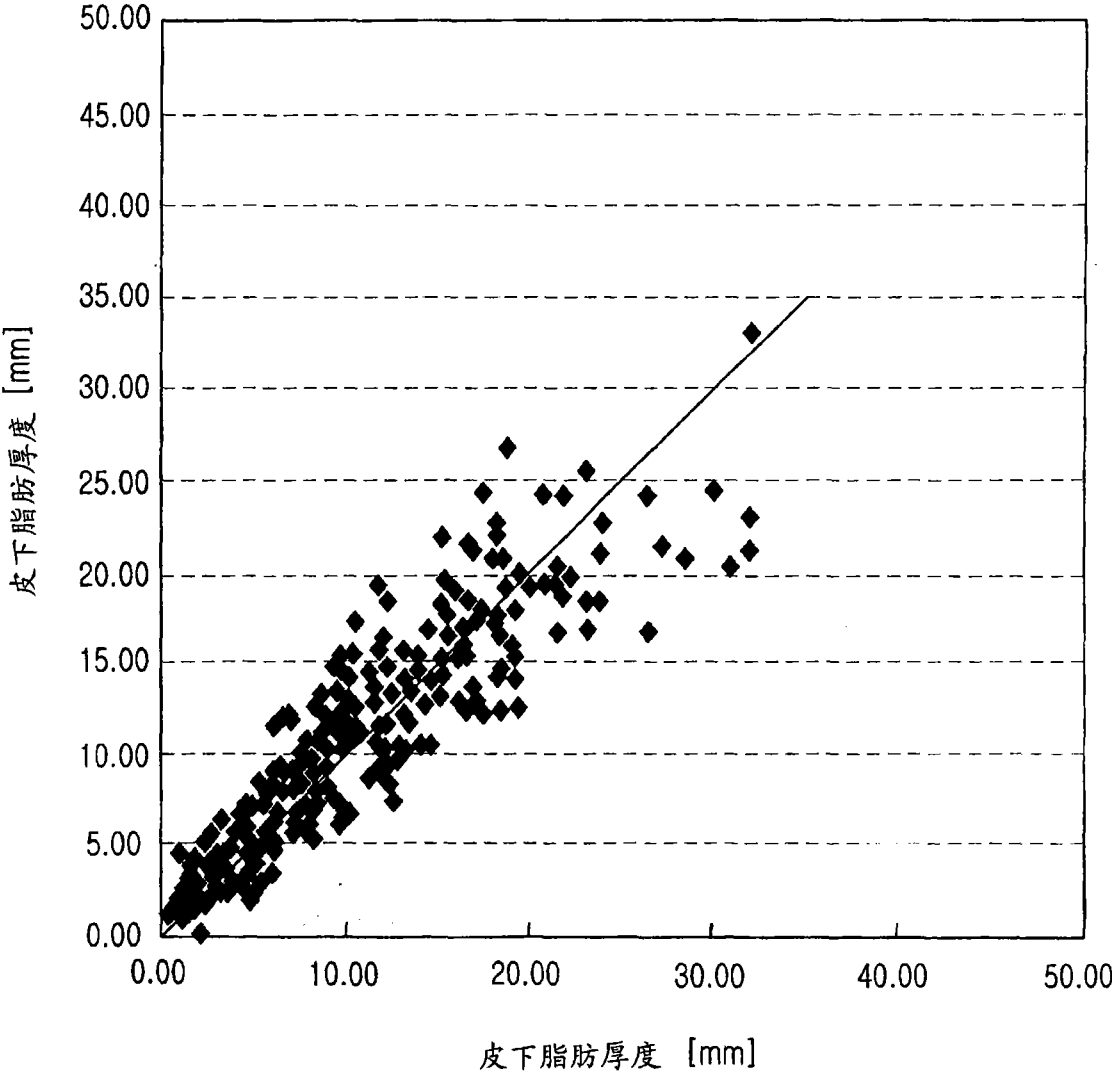


图 8

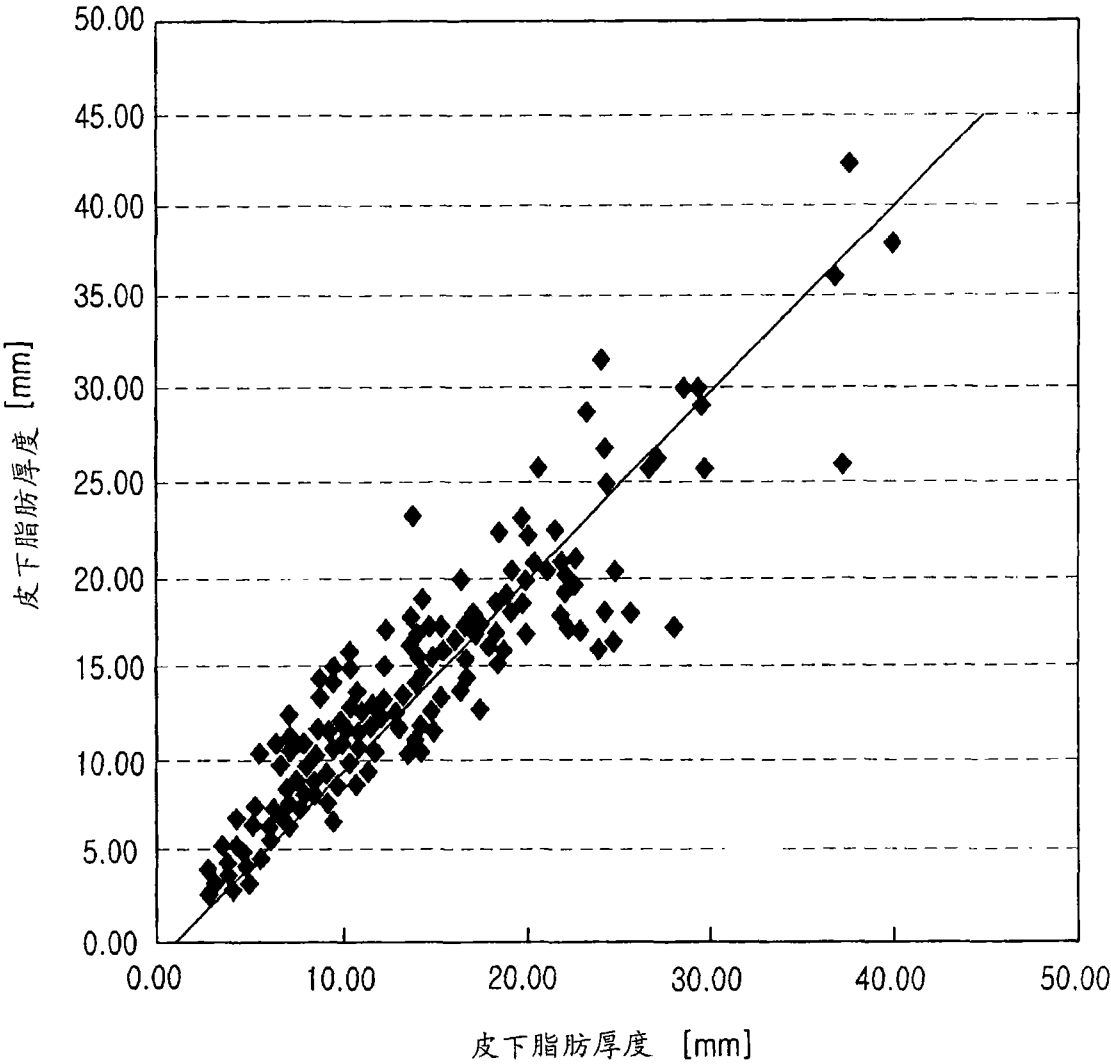


图 9

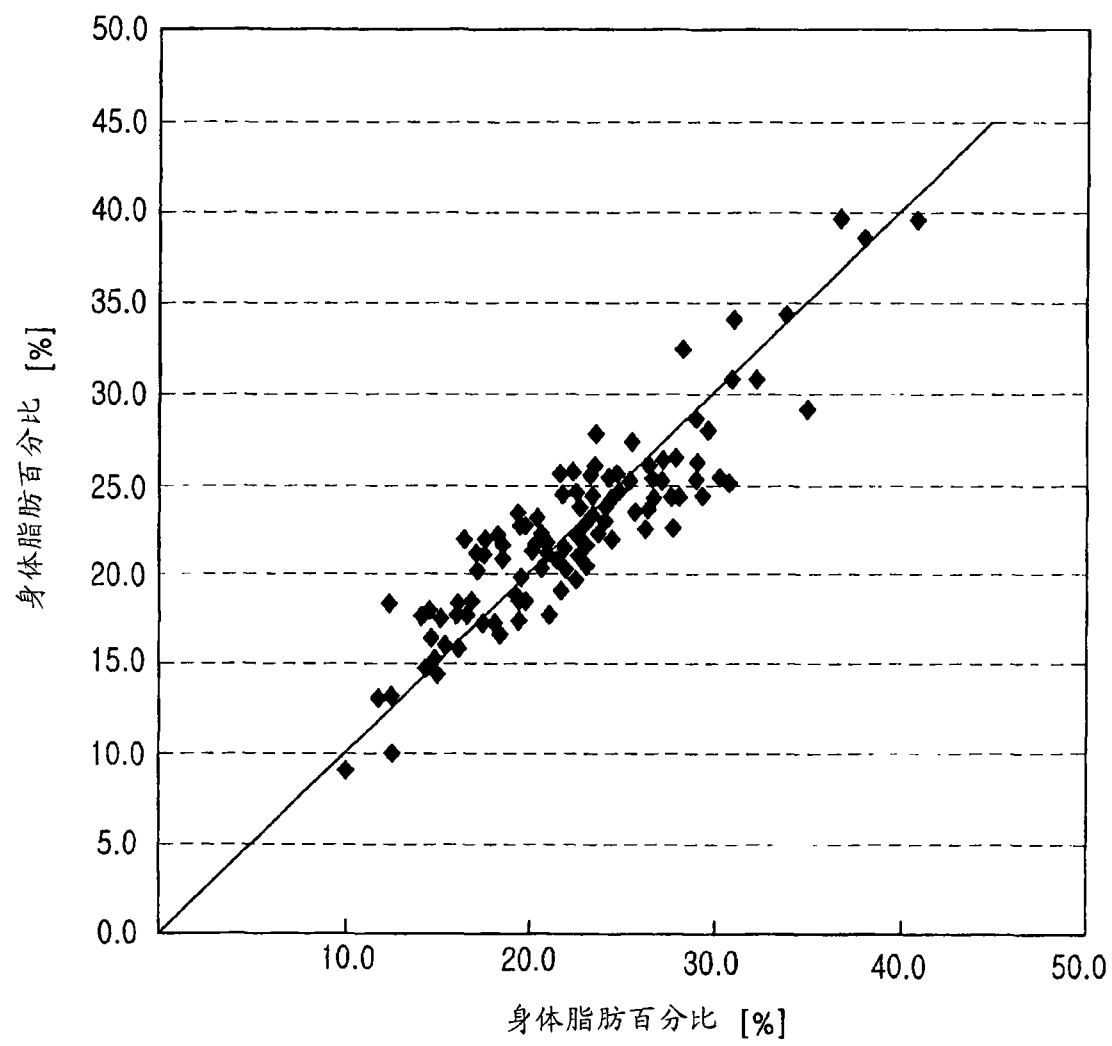


图 10

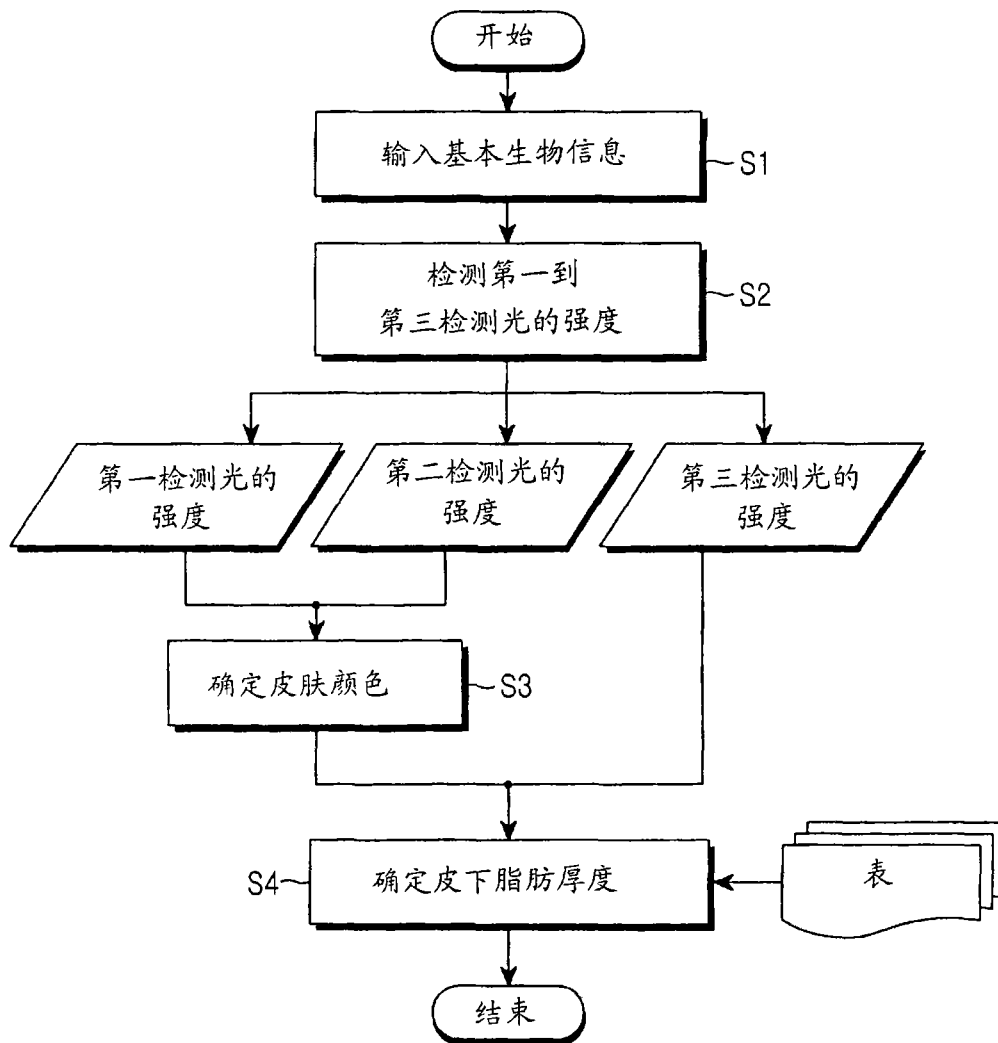


图 11

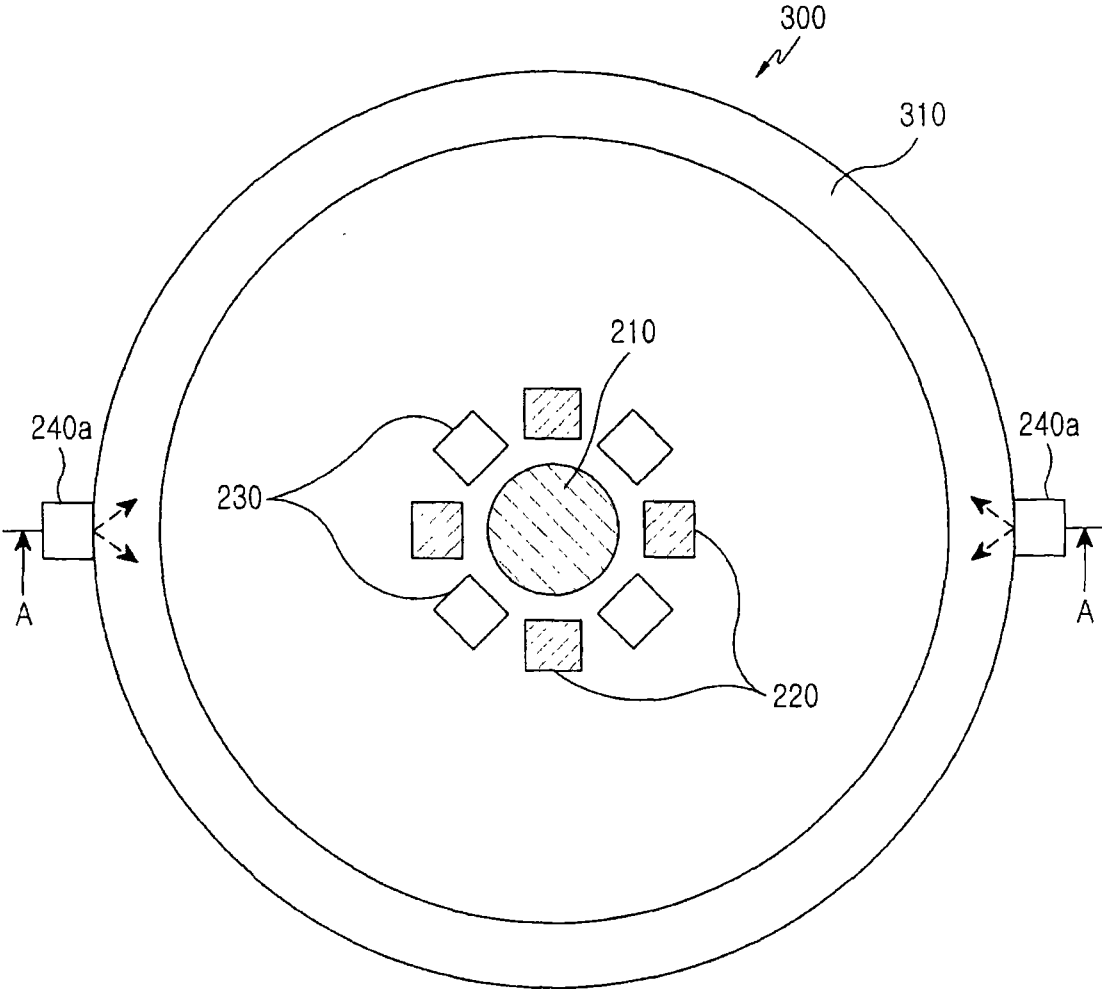


图 12

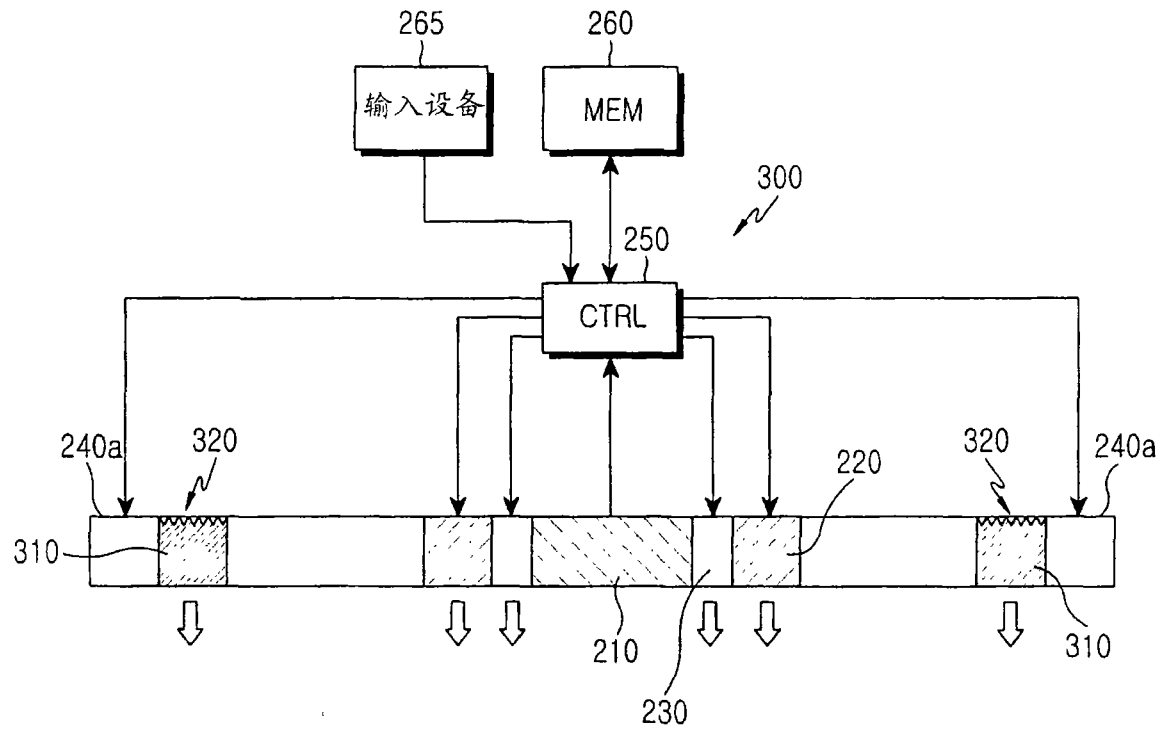


图 13

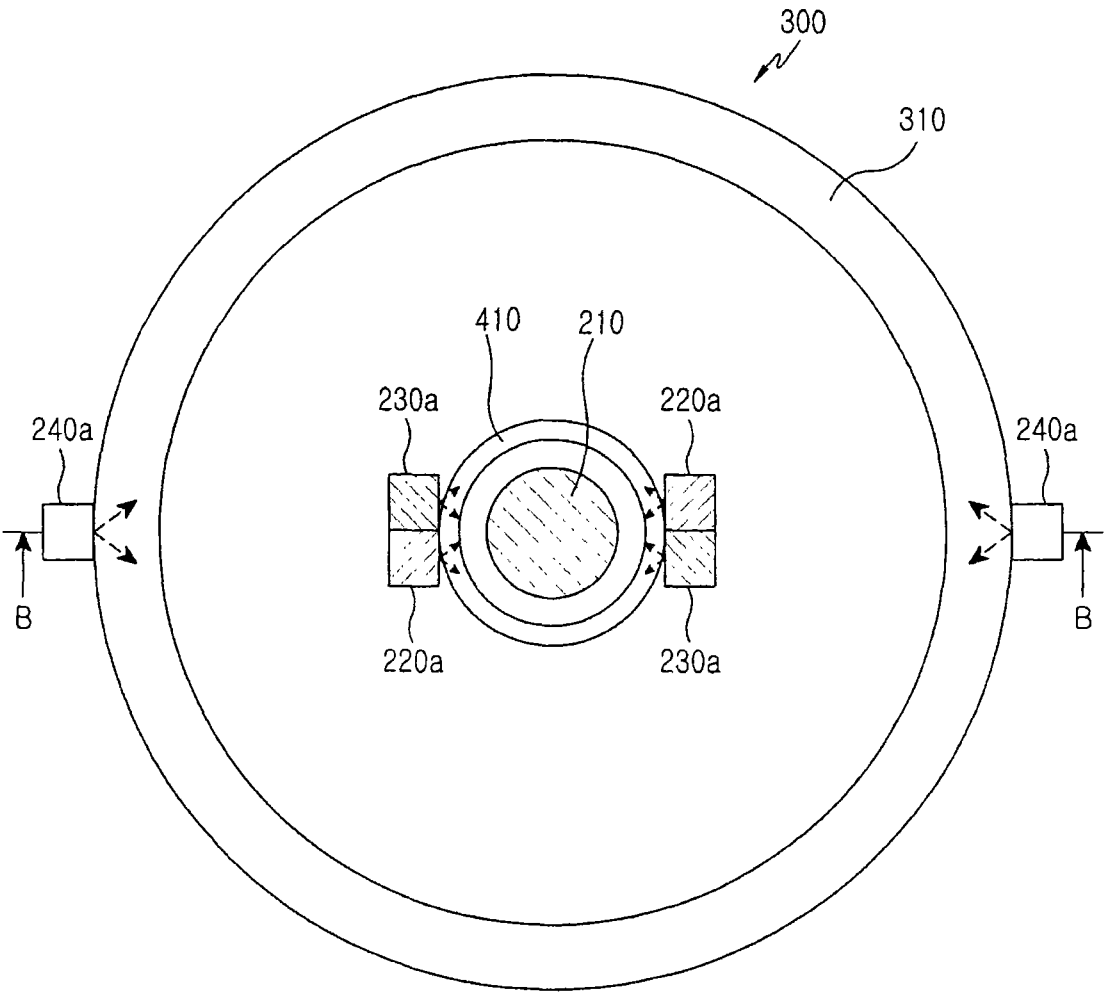


图 14

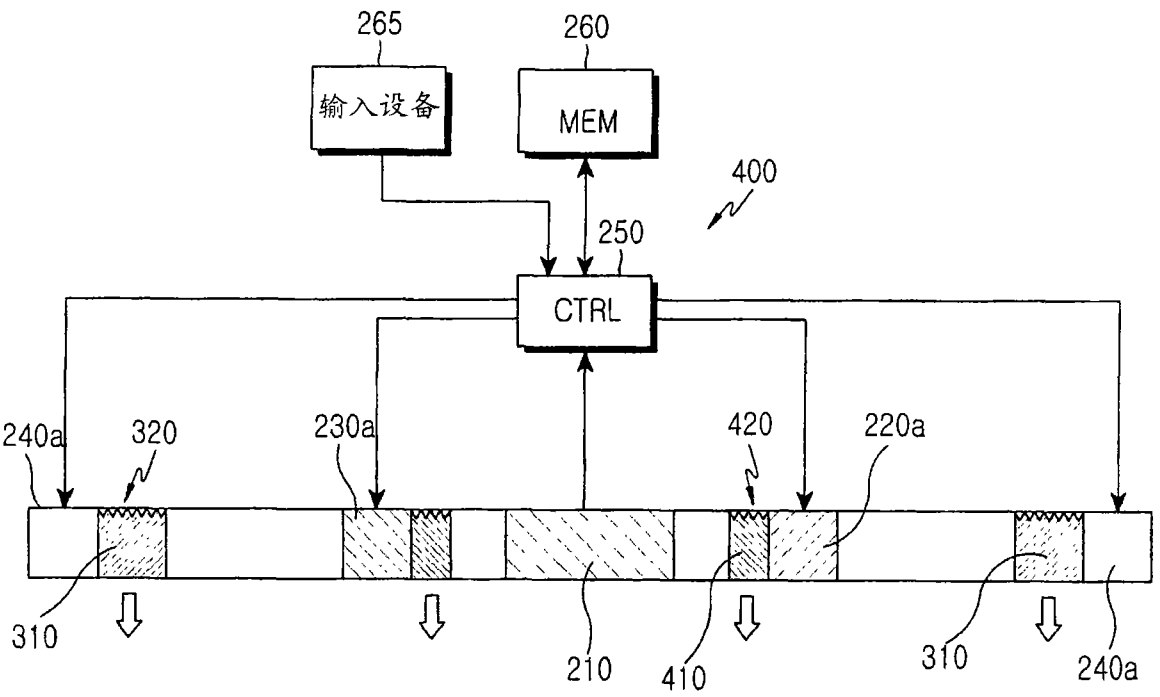


图 15

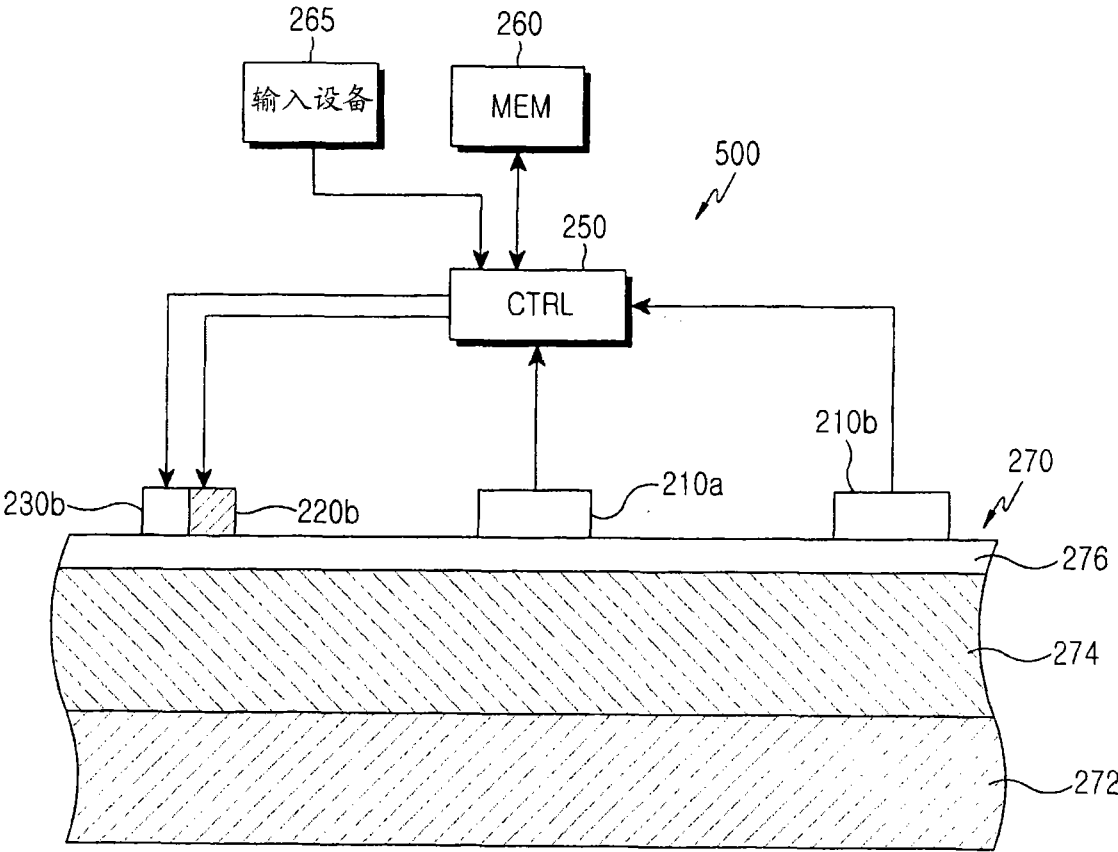


图 16