



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108990411 A

(43)申请公布日 2018.12.11

(21)申请号 201780008383.9

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2017.04.04

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/053(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2018.08.02

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/KR2017/003694 2017.04.04

(87)PCT国际申请的公布数据
W02018/186506 KO 2018.10.11

(71)申请人 GP好科技株式会社
地址 韩国首尔东大门区回基路回基洞首尔
比欧合402

(72)发明人 韩昌熙 李得基

(74)专利代理机构 北京天盾知识产权代理有限公司 11421

代理人 胡凯

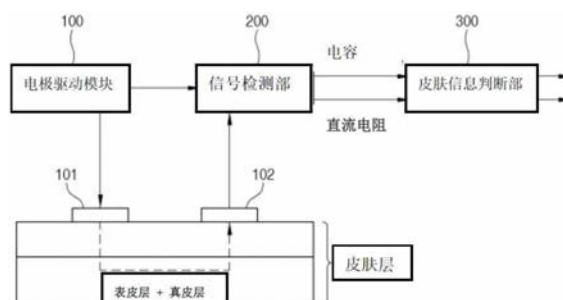
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

利用电压施加电极和电流检测电极来测定皮肤含水度的皮肤测定装置

(57)摘要

本发明公开一种利用电压施加电极和电流检测电极来测定皮肤含水度的皮肤测定装置。本发明的测定皮肤含水度的皮肤测定装置包括：电极驱动模块，通过电压施加电极向使用者的皮肤施加正弦波电压，从而能够通过电流检测电极输出皮肤的电流量；信号检测部，通过电流检测电极检测皮肤的电流量，计算阻抗信号和导纳信号中的至少一个信号；以及皮肤信息判断部，分析阻抗信号和导纳信号中的至少一个信号来计算使用者的皮肤含水度和出汗程度。本发明的效果在于，通过更简单的结构，不会出现失真或错误而更准确地分析使用者的皮肤含水度和出汗程度。



1. 一种利用电压施加电极和电流检测电极来测定皮肤含水度的皮肤测定装置,包括:
电极驱动模块,通过电压施加电极向使用者的皮肤施加正弦波电压,从而能够通过电流检测电极输出皮肤的电流量;

信号检测部,通过电流检测电极检测皮肤的电流量,计算阻抗信号和导纳信号中的至少一个信号;以及

皮肤信息判断部,分析阻抗信号和导纳信号中的至少一个信号来计算使用者的皮肤含水度和出汗程度。

2. 根据权利要求1所述的利用电压施加电极和电流检测电极来测定皮肤含水度的皮肤测定装置,其特征在于,

所述信号检测部通过所述电流检测电极检测电流量和相位之后变换成对应所述电流量和相位的电压信号,

利用所述变换的电压信号及施加到皮肤的正弦波的波形检测所述阻抗信号和所述导纳信号中的至少一个信号。

3. 根据权利要求1所述的利用电压施加电极和电流检测电极来测定皮肤含水度的皮肤测定装置,其特征在于,

所述电极驱动模块包括:

正弦波产生部,利用基准电压产生正弦波形的电流而产生与正弦波相同的相位或反转的相位的电压;以及

运算放大器,运算放大与所述正弦波相同的相位或反转的相位的电压,通过电压施加电极向使用者的皮肤施加正弦波电压。

4. 根据权利要求3所述的利用电压施加电极和电流检测电极来测定皮肤含水度的皮肤测定装置,其特征在于,

所述运算放大器通过正信号输入端接收与所述正弦波相同的相位或反转的相位的电压并运算放大,向所述电压施加电极施加正弦波电压,

向输出端输出的所述正弦波电压则被反馈输入到所述负信号输入端。

5. 根据权利要求1所述的利用电压施加电极和电流检测电极来测定皮肤含水度的皮肤测定装置,其特征在于,

所述信号检测部包括:

基准电压产生部,以预先设定的电压电平产生基准电压并输出;

电流-电压变换器,通过所述电流检测电极检测皮肤的电流量,变换成对应所述检测的电流量和相位的电压信号;

锁定放大部,利用向所述皮肤施加的正弦波电压的相位,从所述电流-电压变换器输出的电压信号检测所述阻抗信号和导纳信号中的至少一个信号并输出;以及

相位检测补偿部,检测施加到所述皮肤的正弦波的相位,为该检测的相位补偿所述电流-电压变换器和所述锁定放大部的信号处理过程中产生的相位延迟,将所述补偿的正弦波相位供给到锁定放大部。

6. 根据权利要求5所述的利用电压施加电极和电流检测电极来测定皮肤含水度的皮肤测定装置,其特征在于,

所述锁定放大部包括:

锁定过滤部,被供给所述直流-电压变换器输出的电压信号和通过相位检测补偿部(210)补偿的正弦波相位,从所述电流-电压变换器输出的电压信号中仅选择性地过滤与相位检测器供给的已补偿的正弦波相位同步的成分,或者选择性地过滤90度off的成分,将过滤的电压成分输出为直流电压波形;以及

AD变换部,通过检测所述输出的已过滤直流电压信号的电压值而分别检测所述阻抗信号或导纳信号。

7. 根据权利要求1所述的利用电压施加电极和电流检测电极来测定皮肤含水度的皮肤测定装置,其特征在于,

通过所述电极驱动模块施加到所述使用者皮肤的正弦波电压与以下公式2的电压大小(A)成正比,成为各频率(ω)乘以时间(t)的正弦函数,

[公式2]

$$\text{Input: } V_{ac} = A \sin \omega t$$

[公式3]

$$\text{Response: } I_{ac} = B \sin(\omega t + \emptyset)$$

所述皮肤的电流响应如以下的所述公式3,

其中,B是另一不同的大小, \emptyset 是移动的相位角。

8. 根据权利要求7所述的利用电压施加电极和电流检测电极来测定皮肤含水度的皮肤测定装置,其特征在于,

所述信号检测部提供以下公式4检测适用欧姆定律的阻抗函数(Z),

[公式4]

$$\text{Impedance: } Z = \frac{V_{ac}}{I_{ac}} = \frac{A \sin \omega t}{B \sin(\omega t + \emptyset)}$$

为了将正弦函数分成实数部(')和虚数部('')并通过阻抗函数(Z)检测响应阻抗的大小(|Z|),利用以下的公式5至9。

[公式5]

$$\text{Input: } V_{ac} = V' + jV''$$

[公式6]

$$\text{Response: } I_{ac} = I' + jI''$$

[公式7]

$$\text{Impedance: } Z = \frac{V' + jV''}{I' + jI''} = Z' + jZ''$$

[公式9]

$$\text{Magnitude: } |Z| = (Z'^2 + Z''^2)^{1/2}$$

通过以下的公式10检测所述相位角 \emptyset ,

[公式10]

$$\text{Phase angle: } \emptyset = \arctan \frac{Z''}{Z'}$$

其中,阻抗函数的实数部(Z')是基于输入相位(in-phase)的响应,虚数部(Z'')是基于输出相位(out-of-phase)的相位。

利用电压施加电极和电流检测电极来测定皮肤含水度的皮肤测定装置

技术领域

[0001] 本发明涉及皮肤测定装置,更详细地说,涉及一种利用电压施加电极和电流检测电极来测定皮肤含水度的皮肤测定装置,其通过电压施加电极向使用者的皮肤施加正弦波电压,通过电流检测电极检测皮肤的电流量,从而通过简单的结构,不会出现失真或错误而更准确地分析使用者的皮肤含水度和出汗程度。

背景技术

[0002] 皮肤存在于人体的最外廓而具有防止外部细菌及有害物质的入侵、防水、防寒、维持内部体温等重要功能。维持皮肤基本功能的最重要的因素是角质层的水分含量。只有角质层的水分含量维持得当,才能防止外部有害物质的入侵,并抑制内部的水分蒸发量,以履行皮肤的基本功能。因此,皮肤管理的基础是从保湿管理开始并且知道自己皮肤含水量的程度并对此进行管理是最重要的。

[0003] 现有的皮肤含水量测定方法包括电子测定方式、光学测定方式、利用MRI的方法等。其中,使用最广泛的是电气性方法,尤其作为由R电极(Reference Electrode)、C电极(Current Carrying Electrode)及M电极(Measuring Electrode)构成的3电极方式,主要使用测定导纳(Admittance)的交流(AC)成分即电纳(Susceptance)的方式。

[0004] 韩国公开专利公报第10-2008-0016339号(2008年2月21日公开)中提出用R、C、M电极方式向使用者皮肤施加既定的电压并检测使用者皮肤的电流信号而利用检测的电流信号和选定的(predefined)相位(phase)信号来测定使用者皮肤的含水量(skin water content)及汗腺活跃度(activity of sweat duct)的方式。

[0005] 但是,包括现有第10-2008-0016339号公报的R、C、M电极方式的皮肤的含水量测定方式的问题在于C电极和R电极必需同时接触皮肤。如果在C电极未接触皮肤的状态下,R电极首先接触到皮肤,则C电极向皮肤施加的正弦波可能会失真而无法测定皮肤阻抗,即使完成了测定,其结果必然会失真。并且,在皮肤阻抗测定中,R、C、M电极必需稳定地接触,因此存在因各个使用者的动作而出现测定误差的问题。

[0006] 另外,R、C、M电极方式的皮肤的含水量测定方式会因R、C、M电极与皮肤阻抗连接的负反馈(Negative Feedback)结构而产生C电极向皮肤施加的正弦波的相位和振幅的变化,因这种相位及振幅变化而出现阻抗测定值失真的问题。具体地说,如果对因R、C、M电极与皮肤阻抗连接的负反馈结构而产生的C电极向皮肤施加的正弦波的相位和振幅的变化进行模拟,如图1所示,相比施加信号的正弦波(图1的上面波形),C电极向实际皮肤施加的正弦波的相位和振幅会产生变化(图1的下面波形)。尤其,皮肤的阻抗根据皮肤结构和状态而产生实时变化,直接受到施加的正弦波的变化程度的影响,因此很难校正阻抗测定值。

[0007] 随着因向皮肤施加的电压或正弦波的失真问题而阻抗测定值失真的问题的扩大,目前正在进行用于解决并弥补这种问题的研究,但现况是都增加了电路结构而变得复杂,由此导致制造费用的大幅增加,因此其效率性较低。

发明内容

[0008] (要解决的技术问题)

[0009] 因此,用于解决所述问题的本发明的目的在于提供一种利用电压施加电极和电流检测电极来测定皮肤含水度的皮肤测定装置,其通过电压施加电极向使用者的皮肤施加正弦波电压,通过电流检测电极检测皮肤的电流量,从而通过简单的结构,不会出现失真或错误而更准确地分析使用者的皮肤含水度和出汗程度。

[0010] (解决问题的手段)

[0011] 用于达成所述目的的本发明的实施例的利用电压施加电极和电流检测电极来测定皮肤含水度的皮肤测定装置包括:电极驱动模块,通过电压施加电极向使用者的皮肤施加正弦波电压,从而能够通过电流检测电极输出皮肤的电流量;信号检测部,通过电流检测电极检测皮肤的电流量,计算阻抗信号和导纳信号中的至少一个信号;以及皮肤信息判断部,分析阻抗信号和导纳信号中的至少一个信号来计算使用者的皮肤含水度和出汗程度。

[0012] (发明的效果)

[0013] 以上说明的本发明的利用电压施加电极和电流检测电极来测定皮肤含水度的皮肤测定装置的效果在于,通过电压施加电极向使用者的皮肤施加正弦波电压并通过电流检测电极检测皮肤的电流量,从而通过简单的结构,不会出现失真或错误而更准确地分析使用者的皮肤含水度和出汗程度。

[0014] 尤其,因采用仅使用两个电极即向皮肤施加正弦波电压的电压施加电极及检测皮肤中流动的电流量的电流检测电极,实现了更简单的结构。

[0015] 并且,使得正弦波电压反馈输入到电极驱动模块所具有的输出正弦波电压的OP-AMP的负的信号输入端(negative input),防止了因皮肤阻抗导致的失真,从而在测定皮肤阻抗时提高其准确度。

[0016] 同时,通过共享并利用施加到皮肤的正弦波电压来补偿检测阻抗及导纳信号的信号检测部产生的相位延迟(phase delay)程度,从而更能提高阻抗及导纳信号的检测准确度。

附图说明

[0017] 图1是示出现有技术的正弦波的相位和振幅变化程度的模拟图表。

[0018] 图2是电气性模拟皮肤结构的等效电路图。

[0019] 图3是示出根据施加到皮肤的频率而产生的阻抗特性的图表。

[0020] 图4是示出本发明的实施例的利用电压施加电极和电流检测电极来测定皮肤含水度的皮肤测定装置的结构图。

[0021] 图5是具体示出图4的电极驱动模块和信号检测部的结构图。

[0022] 图6是更具体地示出图5的锁定放大部的结构的结构图。

[0023] 图7是示出根据正弦波电压输入而产生的电流响应波形的图表。

[0024] 最佳实施方式

[0025] 下面参照附图详细说明本发明的实施例。

[0026] 图2是电气性模拟皮肤结构的等效电路图。并且,图3是示出根据施加到皮肤的频

率而产生的阻抗特性的图表。

[0027] 首先,为了电气性测定皮肤水分,首先要对皮肤的生理结构进行电气性模拟。基于科尔方程式(Cole equation)的参数对皮肤结构进行电气性模拟如图2。其中,电导Gp和电容Cp根据频率产生变化,是采用皮肤角质原理的因素。包括颗粒层的深层组织的阻抗 Z_{∞} 在小于10kHz的频率范围内具有颇小于角质阻抗的值,由阻抗矢量轨迹中无限频率 f_{∞} 的推定值获得。

[0028] 参照图2,阻抗是妨碍交流电流流动的因素。皮肤阻抗依赖频率且妨碍交流的电气性流动。尤其,如以下的公式1所示出,阻抗(Z)可由特定频率下测定的电阻(G)与电抗(Xc)两个矢量之和构成。

[0029] 【公式1】

$$[0030] \quad Z = \sqrt{(R^2 + X_c^2)}$$

[0031] 低频率的电流因皮肤细胞膜的原始容量性特征而无法通过细胞,高频率的电流可透过细胞膜,可通过细胞内液成分和细胞外液成分之和来测定阻抗。因这种原因,小于10kHz的低频率下的电流仅向皮肤流动,根据电阻成分占优势的角质层而决定皮肤阻抗,对于高于上述频率的电流,因透过皮肤传递到下方的活体组织而无法反映皮肤阻抗。

[0032] 因此,本发明中为了以图1示出的皮肤模型为基础测定使用者皮肤的阻抗,向使用者皮肤施加正弦波的交流电压而测定此时流动的电流,从而测定皮肤的阻抗即测定皮肤直流电阻和电容,通过测定的阻抗而测定及分析皮肤含水度等皮肤状态。

[0033] 图4是示出本发明的实施例的利用电压施加电极和电流检测电极来测定皮肤含水度的皮肤测定装置的结构图。

[0034] 图4示出的皮肤测定装置包括:电极驱动模块100,通过电压施加电极101向使用者的皮肤施加正弦波电压;信号检测部200,计算皮肤阻抗信号和皮肤导纳信号中的至少一个信号;以及皮肤信息判断部300,计算使用者的皮肤含水度和出汗程度。

[0035] 具体地说,电极驱动模块100通过电压施加电极101向使用者的皮肤施加正弦波电压,以通过电流检测电极102输出皮肤的电流量。电极驱动模块100产生正弦波形的电流并运算放大,变成与正弦波相同的相位或反转相位的电压之后,通过电压施加电极101向使用者的皮肤施加正弦波电压。因此,通过电压施加电极101向使用者的皮肤施加的正弦波电压与使用者皮肤角质层的阻抗产生反应时,可变换成既定的电流信号并保持。

[0036] 信号检测部200通过电流检测电极102检测皮肤的电流量并计算皮肤阻抗信号和皮肤导纳信号中的至少一个信号。具体地说,信号检测部200通过电流检测电极102检测电流量和相位并变换成对应电流量和相位的电压信号,通过利用施加到皮肤的正弦波电压变换的电压信号检测阻抗信号和导纳信号中的至少一个信号并输出。与此同时,信号检测部200利用对应通过电流检测电极102检测的电流量和相位的电压信号及施加到皮肤的正弦波电压检测阻抗信号和导纳信号中的至少一个信号并输出。

[0037] 皮肤信息判断部300分析信号检测部200检测的阻抗信号和导纳信号中的至少一个信号而计算使用者的皮肤含水度和出汗程度。

[0038] 图5是具体示出图4的电极驱动模块和信号检测部的结构图。

[0039] 图5示出的电极驱动模块100包括:正弦波产生部110,利用基准电压产生正弦波形的电流而产生与正弦波相同的相位或反转的相位的电压;以及运算放大器120,运算放大与

正弦波相同的相位或反转的相位的电压,通过电压施加电极101向使用者的皮肤施加正弦波电压。

[0040] 其中,运算放大器120通过正信号输入端(+)接收与正弦波相同的相位或反转的相位的电压并运算放大,向电压施加电极101施加正弦波电压。而且,向输出端输出的正弦波电压则被反馈输入到负信号输入端(-)。根据这种结构,运算放大器120能够防止皮肤阻抗引起的失真,测定皮肤阻抗时能够提高其准确度。

[0041] 信号检测部200包括基准电压产生部220、电流-电压变换器230、相位检测补偿部210及锁定放大部240。

[0042] 具体地说,基准电压产生部220以预先设定的电压电平产生基准电压,将产生的基准电压分别供给到电极驱动模块100的正弦波产生部110和电流-电压变换器230。因此,正弦波产生部110以预设的电压电平为基准产生正弦波,以产生与正弦波相同的相位或反转的相位的电压。

[0043] 电流-电压变换器230接受由基准电压产生部220供给的基准电压,通过电流检测电极102检测皮肤的角质层流动的电流。并且,变换成对应检测的皮肤电流量和相位的电压信号。其中,皮肤的角质层流动的电流和相位根据接触的皮肤的阻抗成分决定。电流-电压变换器230将变换的电压信号供给到锁定放大部240。

[0044] 相位检测补偿部210连接到正弦波产生部110,检测已产生的正弦波的相位,为该检测的相位补偿电流-电压变换器230和锁定放大部240的信号处理过程中产生的相位延迟,将该补偿的正弦波相位供给到锁定放大部240。

[0045] 锁定放大部240以相位检测补偿部210供给的已补偿的正弦波相位为基准,从电流-电压变换器230输出的电压信号检测阻抗和导纳中的至少一个并输出。具体地说,锁定放大部240仅检测与补偿的正弦波相位同步的相位而检测皮肤阻抗信号的电阻成分或皮肤导纳信号的电导成分,仅检测90度off的相位而分别检测皮肤阻抗信号的电容或导纳的电纳成分。

[0046] 图7是更具体地示出图5的锁定放大部的结构的结构图。

[0047] 图7示出的锁定放大部240包括:锁定过滤部241,被供给直流-电压变换器230输出的电压信号和通过相位检测补偿部210补偿的正弦波相位,从电流-电压变换器输出的电压信号中仅选择性地过滤与相位检测器供给的已补偿的正弦波相位同步的成分,或者选择性地过滤90度off的成分,将过滤的电压成分输出为直流电压波形;以及AD变换部242,通过检测输出的已过滤直流电压信号的电压值而分别检测阻抗信号或导纳信号。

[0048] 具体地说,锁定过滤部241仅选择性地过滤直流-电压变换器230输出的电压信号中与通过相位检测补偿部210补偿的正弦波相位同步的电压成分或选择性地过滤90度off的电压成分。并且,将过滤的直流电压波形供给到AD变换部243。因此,AD变换部243测定锁定过滤部过滤的直流电压波形的电压值并输出。

[0049] 以下更具体地说明如上构成的锁定放大部240的阻抗信号和导纳信号检测方法。

[0050] 施加到使用者皮肤的正弦波电压与以下公式2的电压大小(A)成正比,是各频率(ω)乘以时间(t)的正弦函数。

[0051] 【公式2】

[0052] Input: $V_{ac} = A \sin \omega t$

[0053] 因此,皮肤的电流响应可表示为以下公式3。

[0054] **【公式3】**

$$[0055] \text{ Response: } I_{ac} = B \sin(\omega t + \emptyset)$$

[0056] 其中,B是另一不同的大小, \emptyset 是移动的相位角。

[0057] 因此,适用欧姆定律的阻抗函数Z如以下公式4。

[0058] **【公式4】**

$$[0059] \text{ Impedance: } Z = \frac{V_{ac}}{I_{ac}} = \frac{A \sin \omega t}{B \sin(\omega t + \emptyset)}$$

[0060] 图7是示出根据正弦波电压输入而产生的电流响应波形的图表。

[0061] 如图7,可确认到检测到的电流响应波形与数学上将正弦函数分成实数部(')和虚数部('')而表现输入的响应阻抗的结果相同。

[0062] 为了将正弦函数分成实数部(')和虚数部('')并通过阻抗函数(Z)检测响应阻抗的大小(|Z|),可利用以下的公式5至9。

[0063] **【公式5】**

$$[0064] \text{ Input: } V_{ac} = V' + jV''$$

[0065] **【公式6】**

$$[0066] \text{ Response: } I_{ac} = I' + jI''$$

[0067] **【公式7】**

$$[0068] \text{ Impedance: } Z = \frac{V' + jV''}{I' + jI''} = Z' + jZ''$$

[0069] 响应阻抗的大小(|Z|)如以下公式9。

[0070] **【公式9】**

$$[0071] \text{ Magnitude: } |Z| = (Z'^2 + Z''^2)^{1/2}$$

[0072] 通过图7示出的移动的相位角 \emptyset 可利用以下的公式10检测。

[0073] **【公式10】**

$$[0074] \text{ Phase angle: } \emptyset = \arctan \frac{Z''}{Z'}$$

[0075] 其中,阻抗函数的实数部(Z')是基于输入相位(in-phase)的响应,虚数部(Z'')是基于输出相位(out-of-phase)的相位。

[0076] 在电气性观点看,可将阻抗函数表示为作为实数部的电阻成分和作为虚数部的电抗成分。因此,锁定放大部240仅检测已补偿的直流电压信号和同步的相位来检测皮肤阻抗信号中的直流电阻成分,并仅检测90度off的相位来分别检测皮肤阻抗信号中的电抗成分。本发明的技术中提出的皮肤的电气性模型仅由电阻和电容构成,测定的电抗成分则与电容相同。

[0077] 本发明的测定皮肤含水度的皮肤测定装置可通过移动通讯终端、PDA(Personal Digital Assistant:个人数字助理)、便携式游戏机、MP3播放器、PMP(Portable Multimedia Player:便携式多媒体播放器)、DMB(Digital Multimedia Broadcasting:数字多媒体广播)终端机及笔记本电脑等便携式终端中的任意一个呈现。即,测定皮肤含水度的皮肤测定装置可以是便携式终端的组成部分。并且,测定皮肤含水度的皮肤测定装置也可以是具有独立结构的单一物品,而不是便携式终端的组成部分。

[0078] 如以上所述,本发明的利用电压施加电极和电流检测电极来测定皮肤含水度的皮肤测定装置通过电压施加电极向使用者的皮肤施加正弦波电压,通过电流检测电极检测皮肤的电流量,从而通过简单的结构,不会出现失真或错误而更准确地分析使用者的皮肤含水度和出汗程度。尤其,因仅使用两个电极的结构即向皮肤施加正弦波电压的电压施加电极及检测皮肤中流动的电流量的电流检测电极,实现了更简单的结构。

[0079] 并且,使得正弦波电压反馈输入到电极驱动模块所具有的输出正弦波电压的运算放大器的负的信号输入端(negative input),防止了因皮肤阻抗导致的失真,从而在测定皮肤阻抗时提高其准确度。同时,通过共享并利用施加到皮肤的正弦波电压来补偿检测阻抗及导纳信号的信号检测部产生的相位延迟(phase delay)程度,从而更能提高阻抗及导纳信号的检测准确度。

[0080] 以上参照本发明的实施例进行了说明,但对于具备本发明所属技术领域的普通技术人员而言,在不脱离本发明专利权利要求范围所记载的本发明的思想及领域的范围内,可对本发明实施多种修改及变更是不言自明的。

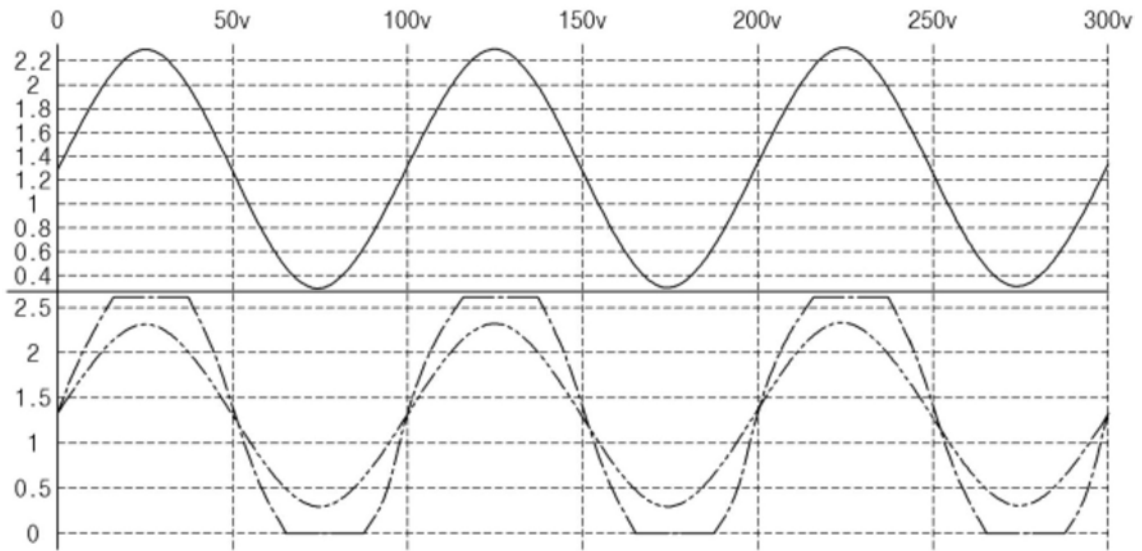


图1

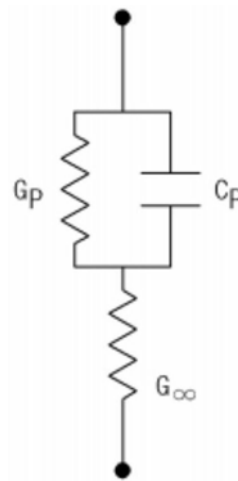


图2

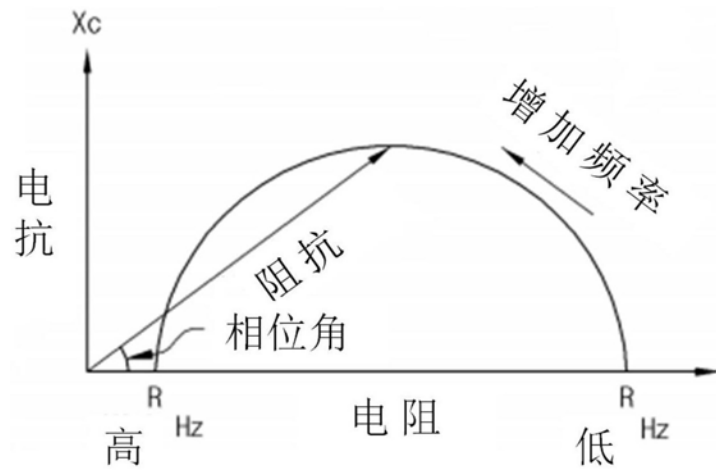


图3

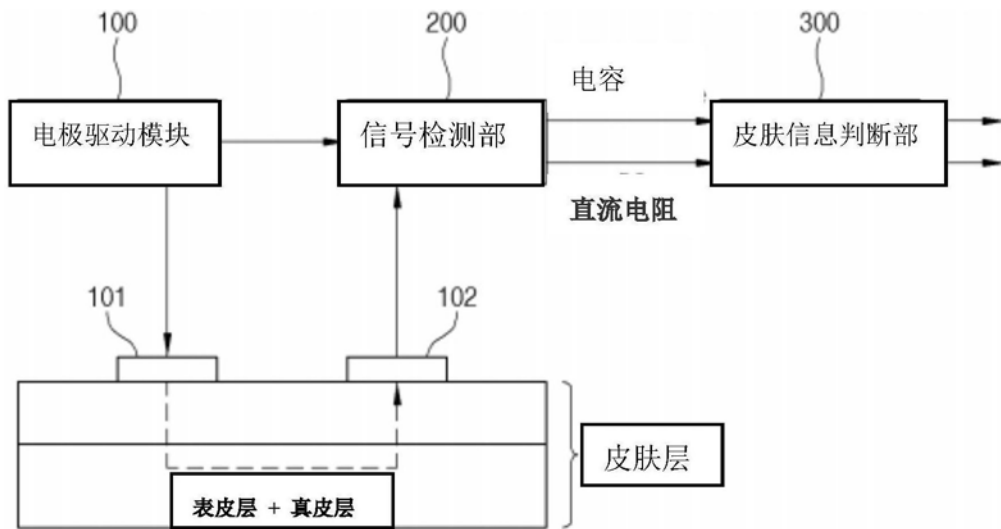


图4

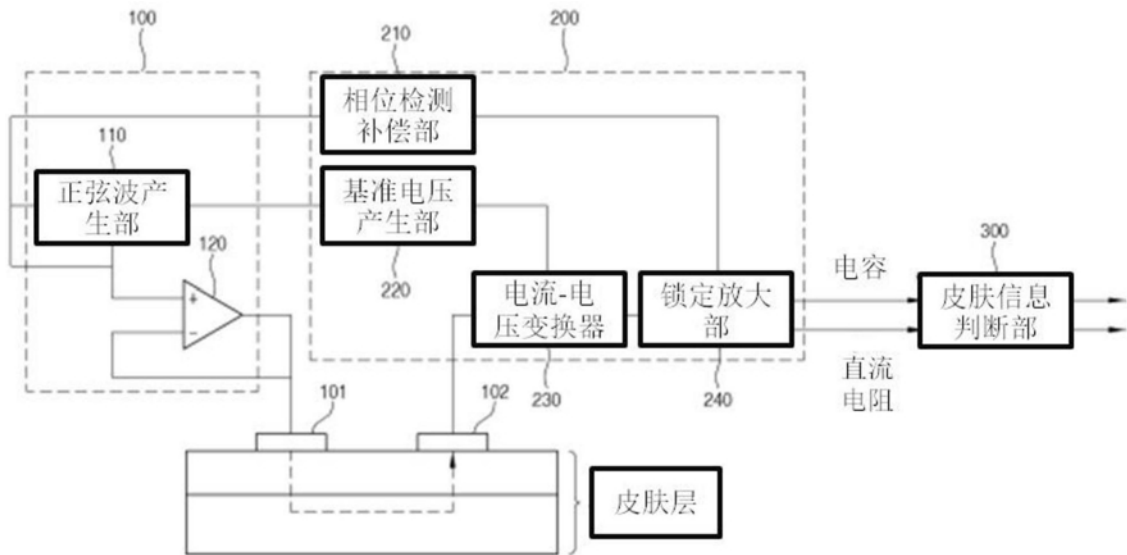


图5

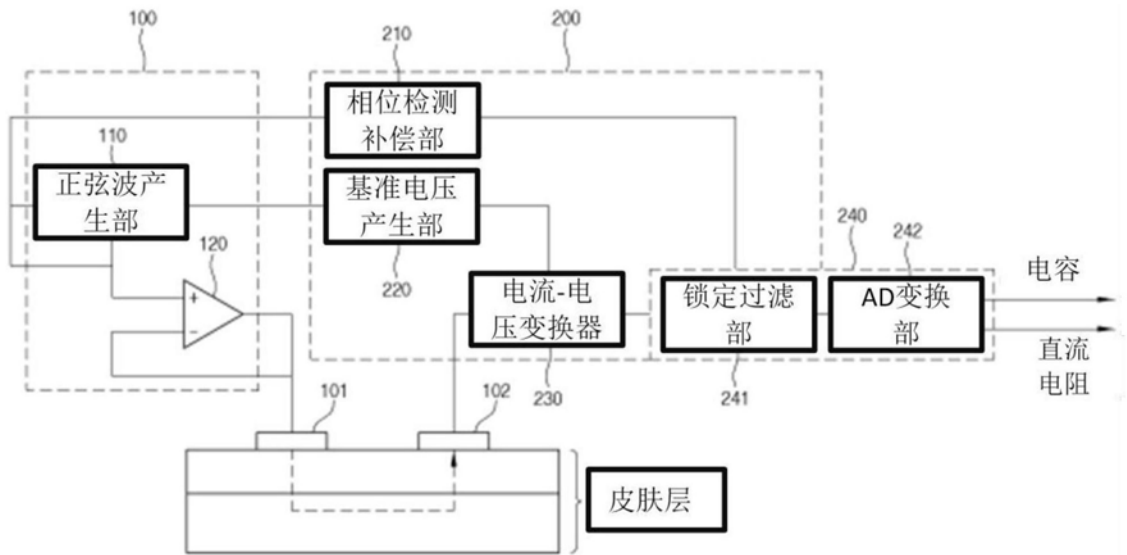


图6

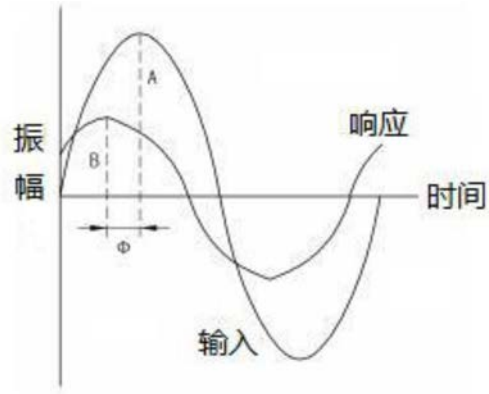


图7

专利名称(译)	利用电压施加电极和电流检测电极来测定皮肤含水度的皮肤测定装置		
公开(公告)号	CN108990411A	公开(公告)日	2018-12-11
申请号	CN201780008383.9	申请日	2017-04-04
[标]发明人	韩昌熙 李得基		
发明人	韩昌熙 李得基		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/053		
CPC分类号	A61B5/00 A61B5/053		
代理人(译)	胡凯		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开一种利用电压施加电极和电流检测电极来测定皮肤含水度的皮肤测定装置。本发明的测定皮肤含水度的皮肤测定装置包括：电极驱动模块，通过电压施加电极向使用者的皮肤施加正弦波电压，从而能够通过电流检测电极输出皮肤的电流量；信号检测部，通过电流检测电极检测皮肤的电流量，计算阻抗信号和导纳信号中的至少一个信号；以及皮肤信息判断部，分析阻抗信号和导纳信号中的至少一个信号来计算使用者的皮肤含水度和出汗程度。本发明的效果在于，通过更简单的结构，不会出现失真或错误而更准确地分析使用者的皮肤含水度和出汗程度。

