



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110547798 A

(43)申请公布日 2019.12.10

(21)申请号 201910481312.1

(22)申请日 2019.06.04

(30)优先权数据

2018-107204 2018.06.04 JP

(71)申请人 拉碧斯半导体株式会社

地址 日本神奈川县

(72)发明人 上原辉昭

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司

11227

代理人 舒艳君 王秀辉

(51)Int.Cl.

A61B 5/053(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

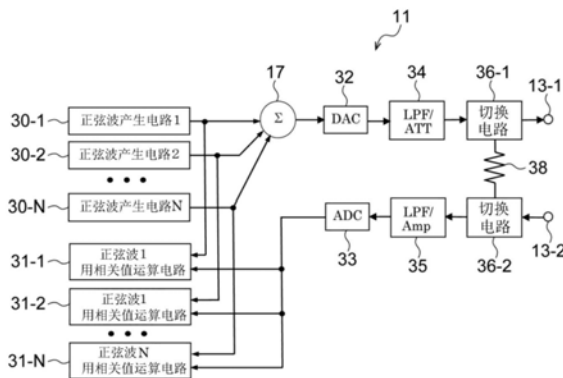
权利要求书2页 说明书11页 附图4页

(54)发明名称

半导体装置、测量系统以及测量方法

(57)摘要

提供即使在与接触端子接触的表面部位的形状变化的情况下也能够正确地并且不参照身体的数据来测量生物体信息的半导体装置、测量系统以及测量方法。包含:信号源(30),其产生正弦波信号;输出部,其经由第一电极(13-1)对受检者输出与正弦波信号对应的测量信号;输入部,其输入经由第二电极(13-2)输入的经过受检者的测量信号作为输入信号;第一运算单元(31),其对正弦波信号与输入信号的相关值进行运算;以及第二运算单元,其基于相关值对受检者的生物体阻抗进行运算。



1. 一种半导体装置,其中,包含:
信号源,其产生正弦波信号;
输出部,其经由第一电极对受检者输出与上述正弦波信号对应的测量信号;
输入部,其输入经由第二电极输入的经过上述受检者的上述测量信号作为输入信号;
第一运算单元,其对上述正弦波信号与上述输入信号的相关值进行运算;以及
第二运算单元,其基于上述相关值对上述受检者的生物体阻抗进行运算。
2. 根据权利要求1所述的半导体装置,其中,
上述信号源是分别产生不同的频率的正弦波信号的多个上述信号源,
上述半导体装置还包含将在多个上述信号源产生的上述正弦波信号相加的加法部,
上述输出部向上述受检者输出与在上述加法部相加得到的上述正弦波信号对应的上述测量信号,
上述第一运算单元对多个上述正弦波信号的各个与上述输入信号的相关值进行运算,
上述第二运算单元基于多个上述相关值对上述生物体阻抗进行运算。
3. 根据权利要求2所述的半导体装置,其中,
上述第二运算单元还将上述生物体阻抗分离为电阻成分和电容成分。
4. 根据权利要求3所述的半导体装置,其中,
上述第二运算单元使用利用两个上述频率的正弦波信号测定出的上述电阻成分的比或者上述电容成分的比来测量上述受检者的体组织的状态。
5. 根据权利要求3所述的半导体装置,其中,
上述第二运算单元使用利用两个上述频率的正弦波信号测定出的上述电容成分的比测量上述受检者的皮肤水分。
6. 根据权利要求1~5中任意一项所述的半导体装置,其中,
上述第一运算单元还对上述正弦波信号与基准电阻的相关值进行运算,
上述第二运算单元在基于上述相关值对上述受检者的生物体阻抗进行运算时,使用上述基准电阻的相关值进行上述生物体阻抗的测量系统的校正。
7. 根据权利要求6所述的半导体装置,其中,
上述第一运算单元对两个基准电阻运算相关值,
上述第二运算单元使用上述两个基准电阻的相关值进行上述生物体阻抗的测量系统的校正。
8. 根据权利要求6或者权利要求7所述的半导体装置,其中,
上述第一运算单元使用上述信号源的一个对上述正弦波信号与上述输入信号的相关值进行运算,
上述第二运算单元基于该相关值对上述受检者的电阻值进行运算,并且使用该电阻值选择上述基准电阻的值。
9. 一种测量系统,其中,包含:
权利要求1~8中任意一项所述的半导体装置;
第一电极,其将来自上述输出部的与上述正弦波信号对应的测量信号输出给受检者;
以及
第二电极,其被输入经过上述受检者的上述测量信号作为输入信号。

10. 根据权利要求9所述的测量系统,其中,
上述第一电极以及上述第二电极以夹持上述受检者的表面部位的方式佩戴于上述受检者。

11. 根据权利要求10所述的测量系统,其中,
上述第一电极以及上述第二电极的形状为球状。

12. 一种测量方法,是使用了测量系统的测量方法,该测量系统包含产生分别不同的频率的正弦波信号的多个信号源、对受检者输出与将多个上述正弦波信号相加得到的信号对应的测量信号的第一电极、以及被输入经过上述受检者的上述测量信号作为输入信号的第二电极,其中,

对各上述正弦波信号与上述输入信号的相关值进行运算,
使用多个上述相关值对上述受检者的生物体阻抗进行运算,
将上述生物体阻抗分离为电阻成分和电容成分,

进行使用了利用两个频率的各个测定出的上述电阻成分的比或者上述电容成分的比的上述受检者的体组织的状态的测量、以及使用了利用上述两个频率的各个测定出的上述电容成分的比的上述受检者的皮肤水分的测量的至少一方。

半导体装置、测量系统以及测量方法

技术领域

[0001] 本发明涉及半导体装置、测量系统以及测量方法,特别是涉及测量生物体阻抗的半导体装置、测量系统以及测量方法。

背景技术

[0002] 以往,作为与生物体阻抗的测量相关的文献已知有专利文献1。专利文献1所公开的电特性测定装置的特征在于,具有:测定信号产生单元,其产生数字波形;以及转换单元,其将该数字波形转换为模拟波形,具备:测定信号供给单元,其经由以能够导电的方式粘贴于受检者的相互隔开的规定的两个位置的表面部位的第一以及第二电极,对受检者投入模拟波形的信号;电流测定单元,其测定投入到受检者的模拟波形信号的电流值;电压测定单元,其测定在受检者的相互隔开的规定的两个位置的表面部位间产生的电压值;以及运算单元,其根据分别通过电流测定单元以及电压测定单元测定出的电流值以及电压值,计算受检者的表面部位间的生物体电阻抗,并计算应该求出的生物体电阻抗或者基于生物体电阻抗的物理量。

[0003] 专利文献1所涉及的电特性测定装置的目的在于提供避免低频侧的外部噪声的影响并缩短测定时间,且适合于生物体阻抗的测定以及体脂肪或者体水分分布的状态的测定的电特性测定装置。在这样的生物体阻抗的测定中有使用一般被称为BI (Bioelectrical Impedance:生物电阻抗) 法的测定法的情况,测定出的体水分分布例如能够应用于皮肤传感器,测定出的体脂肪例如能够应用于体脂肪计等。

[0004] 在皮肤传感器的情况下,使分离了大约1cm的电极对与皮肤接触,通微弱电流来测量受检者的阻抗,并将该阻抗与阻抗/水分量(%)表格(转换表格)进行比较求出皮肤的水分量。此时在测量前预先准备阻抗/水分量(%)表格。另一方面在体脂肪计的情况下,通过通微弱电流使其以从一只脚到另一只脚,或者从一只手到另一只手的方式通过躯干并测量阻抗,并将测量出的阻抗与按照身高/体重准备多个的体脂肪%/阻抗表格(转换表格)进行比较得到体脂肪率。

[0005] 专利文献1:日本特开2001-212101号公报

[0006] 如上述那样以往的皮肤传感器根据分离了大约1cm的电极间的阻抗得到皮肤相关的信息。为此产生了以下那样的课题。

[0007] (1) 由于只能够以使电极与皮肤接触的方式进行使用,所以只能够得到皮肤的表面的信息。换句话说,不能够得到对皮肤的健康较重要的位于真皮的里侧的例如胶原层的信息。

[0008] (2) 由于皮肤与电极之间的接触面积变化而导致测定出的阻抗变化。因为阻抗与皮肤和电极间之间的接触面积成反比例。该情况下,不能够使用准备的阻抗/水分量(%)表格。换句话说,水分量成为不明确的状态。

[0009] 另一方面,如上述那样以往的体脂肪计以通过躯干的方式流通微弱电流并测量阻抗,并将测量出的阻抗与按照身高/体重准备多个的体脂肪%/阻抗表格进行比较获取体脂

肪率。另外,在以往的测量法中直接使用获取阻抗的值。因此电极与身体之间的接触电阻对测量结果造成较大的影响,有不能够得到正确的测量值这样的问题。作为解决该问题的方法,以往分别使微弱电流的入口、出口的电极为两个,并利用计算消除接触电阻之后测量阻抗。

[0010] 另外,由于直接使用测量出的阻抗的值,所以电流的路径长对测定结果造成影响。为了消除该问题,以往通过在测定前对测量装置输入身高、体重、性别、年龄等信息,并选择上述的转换表格来得到误差更少的测定结果。换句话说,为了得到更正确的体脂肪率,要求对测量装置输入个人信息,由于是与个人信息相关的近来的趋势所以例如对于对个人信息敏感的人来说成为问题。

[0011] 鉴于以上那样的课题,要求即使在与接触端子接触的皮肤的形状变化的情况下也能够正确地测定皮肤水分等体组织数据的测量装置、测量方法。换句话说在皮肤传感器中要求即使在与接触端子接触的皮肤的形状变化的情况下也能够测量到真皮的里侧的测量装置、测量方法。另一方面在体脂肪计中,要求不使用参照数据(身高、体重等)测定体脂肪率的测量装置、测量方法。

发明内容

[0012] 本发明是为了解决上述的课题而完成的,其目的在于提供即使在与接触端子接触的表面部位的形状变化的情况下,也能够正确地并且不参照身体的数据来测量生物体信息的半导体装置、测量系统、以及测量方法。

[0013] 本发明所涉及的半导体装置包含:信号源,其产生正弦波信号;输出部,其经由第一电极对受检者输出与上述正弦波信号对应的测量信号;输入部,其输入经由第二电极输入的经过上述受检者的上述测量信号作为输入信号;第一运算单元,其对上述正弦波信号与上述输入信号的相关值进行运算;以及第二运算单元,其基于上述相关值对上述受检者的生物体阻抗进行运算。

[0014] 本发明所涉及的测量系统包含:上述的半导体装置;第一电极,其对受检者输出来自上述输出部的与上述正弦波信号对应的测量信号;以及第二电极,其输入经过上述受检者的上述测量信号作为输入信号。

[0015] 本发明所涉及的测量方法是使用了包含产生彼此不同的频率的正弦波信号的多个信号源、对受检者输出与将多个上述正弦波信号相加得到的信号对应的测量信号的第一电极、以及输入经过上述受检者的上述测量信号作为输入信号的第二电极的测量系统的测量方法,对各上述正弦波信号与上述输入信号的相关值进行运算,使用多个上述相关值对上述受检者的生物体阻抗进行运算,将上述生物体阻抗分离为电阻成分和电容成分,进行使用了利用两个频率的各个测定出的上述电阻成分的比或者上述电容成分的比的上述受检者的体组织的状态的测量、以及使用了利用上述两个频率的各个测定出的上述电容成分的比的上述受检者的皮肤水分的测量的至少一方。

[0016] 根据本发明,能够提供即使在与接触端子接触的表面部位的形状变化的情况下,也能够正确地并且不参照身体的数据来测量生物体信息的半导体装置、测量系统以及测量方法。

附图说明

- [0017] 图1是表示实施方式所涉及的测量系统的构成的一个例子的框图。
- [0018] 图2是表示实施方式所涉及的半导体装置的构成的一个例子的框图。
- [0019] 图3的(a)、(b)是表示实施方式所涉及的测量程序的处理的流程的流程图的一部分。
- [0020] 图4的(a)、(b)是表示实施方式所涉及的测量程序的处理的流程的流程图的一部分。
- [0021] 图5是表示实施方式所涉及的测量系统的计算模型的图。
- [0022] 图6是说明实施方式所涉及的测量系统的皮肤水分的计算的图。
- [0023] 附图标记说明
- [0024] 1…测量系统,10…主体装置,11…半导体装置,12…运算部,13、13-1、13-2…电极,14…手臂,15…皮肤,15-1…表皮,15-2…真皮,15-3…皮下组织,16…布线,17…加法电路,30、30-1~30-N…正弦波产生电路,31、31-1~31-N…相关值运算电路,32…DAC,33…ADC,34…LPF/ATT,35…LPF/Amp,36、36-1、36-2…切换电路,38…基准电阻,39…运算放大器,40…皮肤模型,N…节点,ib…测量电流,R_t…测定装置的输入电阻,R1、R2…基准电阻,Z…皮肤阻抗,R_z…皮肤电阻,C_z…皮肤电容,A…测定装置的增益、相位比。

具体实施方式

- [0025] 以下,参照图1~图6,对用于实施本发明的方式进行详细说明。
- [0026] 图1示出佩戴于手臂14的状态的本实施方式所涉及的测量系统1的整体构成。如图1所示,测量系统1具备主体装置10、电极(皮肤接触端子)13-1、13-2(以下,在进行总称的情况下称为“电极13”)以及布线16。主体装置10构成为包含后述的半导体装置11和运算部12,是生物体阻抗的测定中的主要部分。
- [0027] 电极13-1、13-2是大致呈球形的电极对。由于为球形,所以电极13-1、13-2能够如图1所示那样夹着(夹持)皮肤进行配置。通过夹持皮肤来配置电极,在本实施方式所涉及的测量系统1中能够测量到皮肤组织的深部。
- [0028] 换句话说,如图1所示,皮肤15由表皮15-1、真皮15-2以及皮下组织15-3构成。在使用接触型电极的以往的测量装置中,测量电流仅能够流至表皮15-1,或者真皮15-2的深度。因此难以测量皮肤15的深部(皮下组织15-3)的生物体阻抗。与此相对,由于夹着皮肤15佩戴本实施方式所涉及的电极13,所以如图1所示能够容易地使测量电流ib流至皮下组织15-3。因此,在测量系统1中尽管为简单的构成,也能够容易地进行与水分或者脂肪有较深关系的皮肤15的深部(皮下组织15-3)的阻抗的测量。
- [0029] 接下来参照图2,对本实施方式所涉及的半导体装置11进行说明。如图2所示半导体装置11构成为包含多个(在图2中例示N个的情况)正弦波产生电路30-1、30-2、•••、30-N(以下,在进行总称的情况下称为“正弦波产生电路30”)、多个(在图2中例示N个的情况)相关值运算电路31-1、31-2、•••、31-N(以下,在进行总称的情况下称为“相关值运算电路31”)、DAC(Digital Analog Converter:数字模拟转换电路)32、加法电路17、ADC(Analog Digital Converter:模拟数字转换电路)33、LPF(Low Pass Filter:低通滤波器)/ATT(Attenuator:衰减器)34、LPF/Amp(Amplifier:放大器)35以及切换电路36-1、

36-2(以下,在进行总称的情况下称为“切换电路36”)。

[0030] 正弦波产生电路30是产生各自不同的多个频率的正弦波信号的电路。正弦波产生电路30各自的频率、整体的个数并不特别限定。

[0031] 加法电路17是将正弦波产生电路30各自所产生的正弦波信号以数字的方式相加(重叠),并作为相加正弦波信号输出的电路。

[0032] DAC32将利用加法电路17相加的数字形式的相加正弦波信号转换为模拟信号。

[0033] LPF/ATT34由作为低通滤波器发挥作用的电路和作为衰减器发挥作用的电路构成。LPF/ATT34遮断来自DAC32的相加正弦波信号的高频成分,并且进行从电极13-1输出的信号(测量信号)的电平(振幅)调整。此外,在本实施方式中使测量信号为电流信号,但是并不限于此也可以是电压信号。

[0034] 切换电路36-1与切换电路36-2联动地进行动作,将主体装置10的连接目的地切换为电极或者基准电阻38。后述的基准电阻38是电阻值已知的电阻,在本实施方式中外置。当然基准电阻38也可以构成为包含于半导体装置11。

[0035] LPF/Amp35由作为低通滤波器发挥作用的电路和作为放大器发挥作用的电路构成。LPF/Amp35遮断经由受检者从电极13-2输入的测量信号的高频成分,并且将测量信号放大到规定的电平(振幅)。

[0036] ADC33将来自LPF/Amp35的模拟形式的测量信号转换为数字信号。

[0037] 相关值运算电路31-1、31-2、•••、31-N分别将正弦波产生电路30-1、30-2、•••、30-N作为参照信号,并对该参照信号与来自ADC33的测量信号的相关值进行运算。即,相关值的运算按每一正弦波产生电路30各自的频率进行。相关值运算电路31运算出的N个相关值被输出到运算部12,使用于运算部12中的运算。这里,本实施方式的相关值是自相关系数,自相关是指测量时域信号与将其自身变形后的时域信号近似程度的尺度。在本实施方式中,为了检知经过受检者并埋在噪声中的测量信号而使用相关值。此外,运算部12是本发明的“第一运算单元”以及“第二运算单元”的一个例子。

[0038] 运算部12是使用来自相关值运算电路31的数据,计算阻抗(生物体阻抗)的值、生物体的电阻值、电容值的运算电路。作为运算部12例如使用微型计算机,该情况下的运算部12构成为包含省略图示的CPU(Central Processing Unit:中央处理器)、ROM(Read Only Memory:只读存储器)、RAM(Random Access Memory:随机存储器)等。此外,虽然在本实施方式中使半导体装置11与运算部12独立,但是并不限于此,也可以将运算部12包含于半导体装置11的内部而构成为一个芯片的半导体装置11。

[0039] 接下来参照图3以及图4,对本实施方式所涉及的测量系统1执行的测量处理进行说明。图3以及图4是表示本实施方式所涉及的测量程序的处理的流程图。在本实施方式所涉及的测量系统1中,通过经由未图示的UI(用户界面)部等指示测量处理的开始,在运算部12内具备的未图示的CPU读入存储于ROM等存储单元的本测量程序,并展开在RAM等执行图3以及图4所示的处理。此外,在本实施方式中,例示使用产生彼此不同的频率的正弦波的四个正弦波产生电路30的方式进行说明。另外,在本实施方式中,例示使测量系统1作为皮肤传感器发挥作用的方式进行说明。

[0040] 如图3的(a)所示,在步骤S1投入模拟部的电源。本实施方式所涉及的模拟部是指图2中的DAC32的输出到ADC33的输入。

[0041] 在步骤S2将测定端子佩戴于“皮肤”，即，将电极13佩戴于受检者的皮肤，并将切换电路36切换到电极13侧。此时，利用电极13-1、13-2的对夹持皮肤来进行佩戴。

[0042] 在步骤S3中使ADC33、DAC32运转。

[0043] 在步骤S4中将预备测量用振荡参数设定为正弦波产生电路30-1。本实施方式所涉及的预备测量是指获取皮肤的电阻值的估计值，并在皮肤的生物体阻抗的测量时从多个基准电阻38中选择适当的电阻值的基准电阻38的测量。换句话说，选择接近利用本预备测量得到的电阻值的基准电阻38。在后述的生物体阻抗的测量算法中基准电阻38使用于测量系统的校正。此外，执行步骤S4时的正弦波产生电路30并不限于正弦波产生电路30-1，也可以考虑测量系统等从多个(在本实施方式中为四个)中选择适当的一个。

[0044] 在步骤S5使正弦波从正弦波产生电路30-1产生。

[0045] 在步骤S6中使用相关值运算电路31-1，开始来自正弦波产生电路30-1的正弦波信号与来自ADC33的输出(测量信号)之间的相关值的运算。即，从测量信号检知正弦波产生电路30-1的频率的成分。

[0046] 在步骤S7等待结束。本实施方式中的等待结束是指在规定的测量时间(以下，称为“等待时间”)经过之前不进行接下来的处理(进行待机)。根据运算样本的数目等设定等待时间。在本实施方式中，从未图示的UI部等输入等待时间，但是并不限于此也可以预先在本测量程序中进行设定。

[0047] 在步骤S8使用相关值计算皮肤的估计的电阻值。

[0048] 这里，通过本预备测量与估计值一起测量皮肤的电阻值。因此，例如在精度并不太成为问题，而想要知晓大致的皮肤的状态的情况下，也可以将通过本预备测量测量出的电阻值作为皮肤的电阻值。

[0049] 如图3的(b)所示在步骤S9设定等待时间。步骤S9以后在本测量处理中是实际测量皮肤的生物体阻抗的处理。

[0050] 在步骤S10判定是否使用正弦波产生电路30-1。例如基于来自未图示的UI部等的设定进行本步骤的处理。在该判定为肯定判定的情况下移至步骤S11，在否定判定的情况下移至下一个步骤S12。

[0051] 在步骤S11中设定正弦波产生电路30-1的参数。本实施方式中的参数是正弦波产生电路30-1的振荡频率、参照频率、运算样本数。当然参数并不限于这些参数，也可以设定振幅等其它的参数。参照频率是指在相关值运算电路31对相关值进行运算时使用的基准频率，在本实施方式中是对应的正弦波产生电路30的频率。运算样本数是计算相关值时的样本点的数目，基于该样本数决定上述的等待时间。样本数既可以在各正弦波产生电路30中相同，也可以按每个正弦波产生电路30不同。

[0052] 在步骤S12中与步骤S10相同判定是否使用正弦波产生电路30-2，在步骤S13中设定正弦波产生电路30-2的参数。同样地在步骤S14、S15中执行与正弦波产生电路30-3相关的处理，在步骤S16、S17中执行与正弦波产生电路30-4相关的处理。

[0053] 在步骤S18中，开始在步骤S10~步骤S17选择的正弦波产生电路30的振荡。

[0054] 如图4的(a)所示，在步骤S19中进行正弦波产生电路30的结束设定，并且开始相关值的运算。

[0055] 在步骤S20进行待机直至等待时间结束。

[0056] 在步骤S21中判定是否使用正弦波产生电路30-1,即判定在步骤S10~S17是否选择了正弦波产生电路30-1,在该判定为肯定判定的情况下在步骤S22从相关值运算电路31-1读入相关值的运算结果。另一方面,在步骤S21为否定判定的情况下移至步骤S23。

[0057] 在步骤S23、S24中进行与正弦波产生电路30-2步骤S21、S22相同的处理,在步骤S25、S26中进行与正弦波产生电路30-3步骤S21、S22相同的处理,在步骤S27、S28中进行与正弦波产生电路30-4步骤S21、S22相同的处理。此外,虽然在本实施方式中例示逐一判定是否选择各正弦波产生电路30的方式进行说明,但并不限于此,也可以使步骤S10~S17中的选择结果存储于未图示的RAM等存储单元,并使用该选择结果执行与步骤S21~S28对应的处理。

[0058] 在步骤S29将测定端子与基准电阻连接,即将切换电路36切换为基准电阻38。

[0059] 在步骤S30中启动使用的正弦波产生电路30的振荡,即使正弦波产生电路30的振荡开始。

[0060] 在步骤S31中进行正弦波产生电路30的结束设定,并开始相关值运算电路31的相关值的运算。

[0061] 在步骤S32中进行待机直至等待时间结束。其后,以皮肤与主体装置10连接的方式切换切换电路36。

[0062] 在步骤S33中判定是否使用正弦波产生电路30-1,即判定在步骤S10~S17是否选择了正弦波产生电路30-1,在该判定为肯定判定的情况下在步骤S34中从相关值运算电路31-1读入相关值的运算结果。另一方面,在步骤S33为否定判定的情况下移至步骤S35。

[0063] 在步骤S35、S36中进行与正弦波产生电路30-2步骤S33、S34相同的处理,在步骤S37、S38中进行与正弦波产生电路30-3步骤S33、S34相同的处理,在步骤S39、S40中进行与正弦波产生电路30-4步骤S33、S34相同的处理。此外,虽然在本实施方式中例示逐一判定是否选择各正弦波产生电路30的方式进行说明,但并不限于此,也可以使步骤S10~S17中的选择结果存储于未图示的RAM等存储单元,并使用该选择结果执行与步骤S33~S40对应的处理。

[0064] 在步骤S41中,对全部的频率,即选择的正弦波产生电路30的各频率计算阻抗值(电阻值、电容值)。通过使用了通过上述处理获取的皮肤的相关值、基准电阻的相关值的运算进行该阻抗值的计算。

[0065] 接下来参照图5,对本实施方式所涉及的测量系统1执行的生物体阻抗的测量算法进行说明。

[0066] 图5示出在以下说明的测量算法中进行参照的计算模型(等效电路)。图5所示的DAC32、LPF/ATT34、LPF/Amp35、ADC33、电极13-1、13-2分别与图2相同。

[0067] 在图5所示的电极13-1与13-2之间配置有被它们夹持的受检者的表面部位(皮肤),但在本例中通过电阻 R_z (皮肤电阻)与电容 C_z (皮肤电容)的并联电路(以下,以“Z”(皮肤阻抗)表述并联阻抗)将皮肤模型化(皮肤模型40)。在本实施方式中,作为基准电阻38使用电阻值分别为 R_1 、 R_2 的两个电阻(有时分别称为“基准电阻 R_1 ”、“基准电阻 R_2 ”)。当然基准电阻38并不限于两个也可以根据皮肤的状态等使用三个以上的基准电阻38。图5所示的 R_t 是运算放大器39(RAMP)的输入电阻(即测定器的输入电阻), α 是相对于输入电阻 R_t 的(即测定装置的)增益、相位比。运算放大器39是设定从电极13-2输入的测量信号的动作点(在

图5中表述为“AVDD/2”)的部位,通过它们设定节点N的动点。

[0068] 在图5中,将从LPF/ATT34输出的测量信号表述为“Vin”,并将从LPF/Amp35输出的经受了受检者的测量信号表述为“Vout”。换句话说Vin是对DAC32的输出施加了LPF/ATT34的影响后的信号,Vout是对电极13-2的输出施加了LPF/Amp35的影响后的信号。Vin系与Vout系的相位、增益的影响汇集为 α 。接收侧的LPF/Amp35的特性也汇集为 α 。另外,在本实施方式中,通过运算放大器(RAMP)39分离Vin系和Vout系。

[0069] 在以上的模型化的情况下,若将皮肤模型的阻抗Z设为 $Z = R_e + I_m$,则如以下所示的(式1)~(式3)那样计算皮肤模型的电阻值 R_z 、以及电容值 C_z 。其中, R_e 为Z的实部, I_m 为Z的虚部。

$$[0070] \quad R_z = \frac{R_e^2 + I_m^2}{R_e} \quad \dots \quad (\text{式1})$$

$$[0071] \quad C_z = \frac{I_m}{\omega(R_e^2 + I_m^2)} \quad \dots \quad (\text{式2})$$

$$[0072] \quad I_m = \omega C_z (R_e^2 + I_m^2) \quad \dots \quad (\text{式3})$$

[0073] 以下,对(式1)~(式3)的导出进行详细说明。如以下那样定义以下的计算所使用的输出Vout。

[0074] V_{oR1} :基准电阻R1连接时的输出Vout

[0075] V_{oR2} :基准电阻R2连接时的输出Vout

[0076] V_{oZ} :皮肤连接时的输出Vout

[0077] 此时,如以下所示的(式4)那样表示 V_{oR1} 、 V_{oR2} 、 V_{oZ} 。

$$[0078] \quad \left. \begin{aligned} V_{oR1} &= \frac{\alpha R_t}{R1 + R_t} \cdot V_{in} \\ V_{oR2} &= \frac{\alpha R_t}{R2 + R_t} \cdot V_{in} \\ V_{oZ} &= \frac{\alpha R_t}{Z + R_t} \cdot V_{in} \end{aligned} \right\} \quad \dots \quad (\text{式4})$$

[0079] (1) R_t 的计算

[0080] 对(式4)进行变形得到下式。

$$[0081] \quad \left. \begin{aligned} V_{oR1} (R1 + R_t) &= \alpha R_t \cdot V_{in} \\ V_{oR2} (R2 + R_t) &= \alpha R_t \cdot V_{in} \end{aligned} \right\}$$

[0082] 若以使左边彼此相等的方式对式进行变形,则能够如以下所示的(式5)那样计算 R_t 。

$$[0083] \quad V_{oR1} (R1 + R_t) = V_{oR2} (R2 + R_t)$$

$$[0084] \quad V_{oR1} R1 + V_{oR1} R_t = V_{oR2} R2 + V_{oR2} R_t$$

$$[0085] \quad (V_{oR1} - V_{oR2}) R_t = V_{oR2} R2 - V_{oR1} R1$$

$$[0086] \quad R_t = \frac{V_{oR2} R2 - V_{oR1} R1}{V_{oR1} - V_{oR2}} \quad \dots \quad (\text{式5})$$

[0087] (2) Vin的计算

[0088] Vin不是DAC32的直接输出,所以需要预先计算。

[0089] (2-1) 根据 V_{oR1} 的计算

[0090] 对(式4)进行变形得到下式。

$$[0091] \quad V_{in} = \frac{R1 + R_t}{\alpha R_t} \cdot V_{oR1}$$

[0092] 若将(式5)代入上式进行变形,则能够使用 V_{oR1} 如以下所示的(式6)那样计算 V_{in} 。

$$V_{in} = \frac{R1 + \frac{V_{oR2}R2 - V_{oR1}R1}{V_{oR1} - V_{oR2}}}{\alpha \cdot \frac{V_{oR2}R2 - V_{oR1}R1}{V_{oR1} - V_{oR2}}} \cdot V_{oR1}$$

$$[0093] \quad V_{in} = \frac{R1(V_{oR1} - V_{oR2}) + (V_{oR2}R2 - V_{oR1}R1)}{\alpha \cdot (V_{oR2}R2 - V_{oR1}R1)} \cdot V_{oR1}$$

$$V_{in} = \frac{R1 \cdot V_{oR1} - R1 \cdot V_{oR2} + (V_{oR2}R2 - V_{oR1}R1)}{\alpha \cdot (V_{oR2}R2 - V_{oR1}R1)} \cdot V_{oR1}$$

$$V_{in} = \frac{R2 \cdot V_{oR2} - R1 \cdot V_{oR2}}{\alpha \cdot (R2 \cdot V_{oR2} - R1 \cdot V_{oR1})} \cdot V_{oR1} \quad \dots \quad (\text{式6})$$

[0094] (2-2) 根据 V_{oR2} 的计算

[0095] 对(式4)进行变形得到下式。

$$[0096] \quad V_{in} = \frac{R2 + R_t}{\alpha R_t} \cdot V_{oR2}$$

[0097] 若将(式5)代入上式进行变形,则能够使用 V_{oR2} 如以下所示的(式7)那样计算 V_{in} 。

$$V_{in} = \frac{R2 + \frac{V_{oR2}R2 - V_{oR1}R1}{V_{oR1} - V_{oR2}}}{\alpha \cdot \frac{V_{oR2}R2 - V_{oR1}R1}{V_{oR1} - V_{oR2}}} \cdot V_{oR2}$$

$$[0098] \quad V_{in} = \frac{R1(V_{oR1} - V_{oR2}) + (V_{oR2}R2 - V_{oR1}R1)}{\alpha \cdot (V_{oR2}R2 - V_{oR1}R1)} \cdot V_{oR2}$$

$$V_{in} = \frac{R2 \cdot V_{oR1} - R2 \cdot V_{oR2} + (V_{oR2}R2 - V_{oR1}R1)}{\alpha \cdot (V_{oR2}R2 - V_{oR1}R1)} \cdot V_{oR2}$$

$$V_{in} = \frac{R2 \cdot V_{oR1} - R1 \cdot V_{oR1}}{\alpha \cdot (R2 \cdot V_{oR2} - R1 \cdot V_{oR1})} \cdot V_{oR2} \quad \dots \quad (\text{式7})$$

[0099] (3) Z的计算

[0100] 对(式4)进行变形得到下式。

$$V_{oZ} = \frac{\alpha R_t}{Z + R_t} \cdot V_{in}$$

[0101] $V_{oZ} \cdot (Z + R_t) = \alpha R_t \cdot V_{in}$

$$Z = \frac{\alpha R_t \cdot V_{in}}{V_{oZ}} - R_t$$

[0102] (3-1) 根据 V_{oR1} 的计算

[0103] 若将(式5)的 R_t 和(式6)的 V_{in} 代入上述式进行变形,则能够如以下所示的(式8)那样计算 Z 。

[0104]

$$Z = \frac{\alpha \left(\frac{V_{oR2}R2 - V_{oR1}R1}{V_{oR1} - V_{oR2}} \right) \cdot \left(\frac{R2 \cdot V_{oR2} - R1 \cdot V_{oR2}}{\alpha \cdot (R2 \cdot V_{oR2} - R1 \cdot V_{oR1})} \cdot V_{oR1} \right)}{V_{oZ}} - \frac{V_{oR2}R2 - V_{oR1}R1}{V_{oR1} - V_{oR2}}$$

$$Z = \frac{(R2 \cdot V_{oR2} - R1 \cdot V_{oR2}) \cdot V_{oR1} - (R2 \cdot V_{oR2} - R1 \cdot V_{oR1}) \cdot V_{oZ}}{(V_{oR1} - V_{oR2}) \cdot V_{oZ}} \dots \quad (\text{式8})$$

[0105] (3-2) 根据 V_{oR2} 的计算

[0106] 若将(式5)的 R_t 和(式7)的 V_{in} 代入上述式进行变形,则能够如以下所示的(式9)那样计算 Z 。

[0107]

$$Z = \frac{\alpha \left(\frac{V_{oR2}R2 - V_{oR1}R1}{V_{oR1} - V_{oR2}} \right) \cdot \left(\frac{R2 \cdot V_{oR1} - R1 \cdot V_{oR1}}{\alpha \cdot (R2 \cdot V_{oR2} - R1 \cdot V_{oR1})} \cdot V_{oR2} \right)}{V_{oZ}} - \frac{V_{oR2}R2 - V_{oR1}R1}{V_{oR1} - V_{oR2}}$$

$$Z = \frac{(R2 \cdot V_{oR1} - R1 \cdot V_{oR1}) \cdot V_{oR2} - (R2 \cdot V_{oR2} - R1 \cdot V_{oR1}) \cdot V_{oZ}}{(V_{oR1} - V_{oR2}) \cdot V_{oZ}} \dots \quad (\text{式9})$$

[0108] 这里,上述的皮肤模型的 Re 、 Im 满足以下所示的式子。

$$Z = \frac{1}{\frac{1}{R_Z} + j\omega C_Z} = \frac{R_Z}{1 + j\omega C_Z R_Z} = \frac{R_Z - j\omega C_Z R_Z^2}{1 + \omega^2 C_Z^2 R_Z^2}$$

$$R_e = \frac{R_Z}{1 + \omega^2 C_Z^2 R_Z^2}, \quad I_m = -\frac{\omega C_Z R_Z^2}{1 + \omega^2 C_Z^2 R_Z^2}$$

[0109]

$$\frac{I_m}{R_e} = \frac{-\omega C_Z R_Z^2}{\frac{R_Z}{1 + \omega^2 C_Z^2 R_Z^2}} = -\omega C_Z R_Z$$

$$\frac{I_m^2}{R_e^2} = \omega^2 C_Z^2 R_Z^2$$

[0110] 若将上述式所示的关系代入 Re 的式子,则分别利用以下复制的(式1)、(式2)计算电阻值 R_Z 、电容值 C_Z 。

$$R_e = \frac{R_Z}{1 + \frac{I_m^2}{R_e^2}} = \frac{R_Z R_e^2}{R_e^2 + I_m^2}$$

$$R_Z = \frac{R_e^2 + I_m^2}{R_e} \quad \dots \quad (\text{式 1})$$

[0112]

$$I_m = -\frac{\omega C_Z R_Z^2}{1 + \frac{I_m^2}{R_e^2}} = \frac{\omega C_Z R_Z^2 R_e^2}{R_e^2 + I_m^2} = \frac{\omega C_Z R_e^2 \left(\frac{R_e^2 + I_m^2}{R_e}\right)^2}{R_e^2 + I_m^2} = \omega C_Z (R_e^2 + I_m^2) \quad \dots \quad (\text{式 3})$$

$$\frac{1}{\omega C_Z} = \frac{R_e^2 + I_m^2}{I_m}$$

$$C_Z = \frac{I_m}{\omega (R_e^2 + I_m^2)} \quad \dots \quad (\text{式 2})$$

[0113]

[0114] 如上述所示,在计算过程中消除增益、相位比 α ,而不包含于(式1)~(式3)。

[0115] 接下来参照图6,对本实施方式所涉及的半导体装置、测量系统、测量方法的电容值的计算进行更详细的说明。通过使用上述的测量系统、计算算法、计算模型,在本实施方式所涉及的半导体装置、测量系统、测量方法中,例如能够同时并且经由同一电极13获取皮肤的每个不同周波的阻抗、电阻值、电容值。

[0116] 这里,水的比介电常数为80左右为极大的值,另一方面皮肤的电容值根据皮肤的水分较大地变动。并且水的比介电常数也受到测量信号(测量电流)的频率的影响。

[0117] 图6示出皮肤的电容值与皮肤的水分比例(%显示。在图6中表述为“皮肤水分%”)的关系。在图6中实线示出频率为 f_1 (例如5kHz)的情况下的皮肤的电容值的相对于皮肤水分%的变化,虚线示出频率为 $f_2 (> f_1)$ (例如30kHz)的情况下的皮肤的电容值的相对于皮肤水分%的变化。

[0118] 若分别将在皮肤水分%为某一值的情况下的、频率为 f_1 、 f_2 的电容值设为A、B则B/A的值与皮肤水分%具有相关。换句话说,能够根据B/A的值得到皮肤水分%。另外,一般而言电容值根据电极的大小而不同。然而,在本实施方式所涉及的半导体装置、测量系统、测量方法中利用同一电极13同时进行测定所以例如以乘数 k 表现电极的夹持面积的不同。换句话说,若例如将重新佩戴电极13的情况下的频率 f_1 、 f_2 下的电容值设为 A' 、 B' ,则 $A' = k \cdot A$, $B' = k \cdot B$ 。该情况下,

$$[0119] \quad B' / A' = (k \cdot B) / (k \cdot A) = B/A$$

[0120] 电容的比不受到基于电极13的夹持面积的不同影响。由于不受到电极13的夹持面积的不同影响,所以即使在如图1所示使电极13为球型,使其为夹住皮肤的形状的情况下也能够得到正确的生物体阻抗值(电阻值、电容值)。其结果,本实施方式所涉及的半导体装置、测量系统、测量方法也能够进行在使用了现有技术的电极的情况下不能够测量的皮肤的较深的部分的测量。此外,以上的说明在电阻值的测定中也成立,即使在电阻值的测定中也不受到电极的夹持面积的不同影响。另外,虽然在上述例示皮肤传感器中的测量进行了说明,但在体脂肪的测量中也由于与上述相同的原理而能够不受到电极的夹持面积的影响进行测量。

[0121] 如以上详述的那样,根据本实施方式所涉及的半导体装置、测量系统、测量方法能够自由地设计电极的形状。由此能够实现以往由于改变电极的面积而未能够实现的夹住皮肤的形式的体组织测量装置。其结果能够在美容滚筒设置皮肤传感器,或者得到皮肤深部的信息(胶原量等)。

[0122] 另外,本实施方式所涉及的半导体装置、测量系统、测量方法适合于皮肤传感器、体脂肪计,但由于能够检测体组织的频率特性的不同,所以若利用频率与体组织的关系,例如胶原蛋白的频率特性,每个脂肪团的种类的频率特性,则也能够作为具体地测定皮肤的健康状态的综合皮肤传感器装置使用。

[0123] 另外,根据本实施方式所涉及的半导体装置、测量系统、测量方法,通过使用以球状的电极夹持皮肤的方式的美肤装置,即使在美肤操作中也能够持续地进行体组织测量。由此能够在美肤操作中持续地测量皮肤如何变化,所以例如能够进行美肤操作的结束时刻的判断。换句话说,根据本实施方式所涉及的半导体装置、测量系统、测量方法,也能够使美肤装置与体组织测量装置兼用。即,在流过微电流(微小电流)的类型的美肤操作中,也能够构成为在从主体装置10向能够旋转的球状的电极流过微小电流的情况下,以时间分割方式流过该微小电流和体组织测量的测量电流。

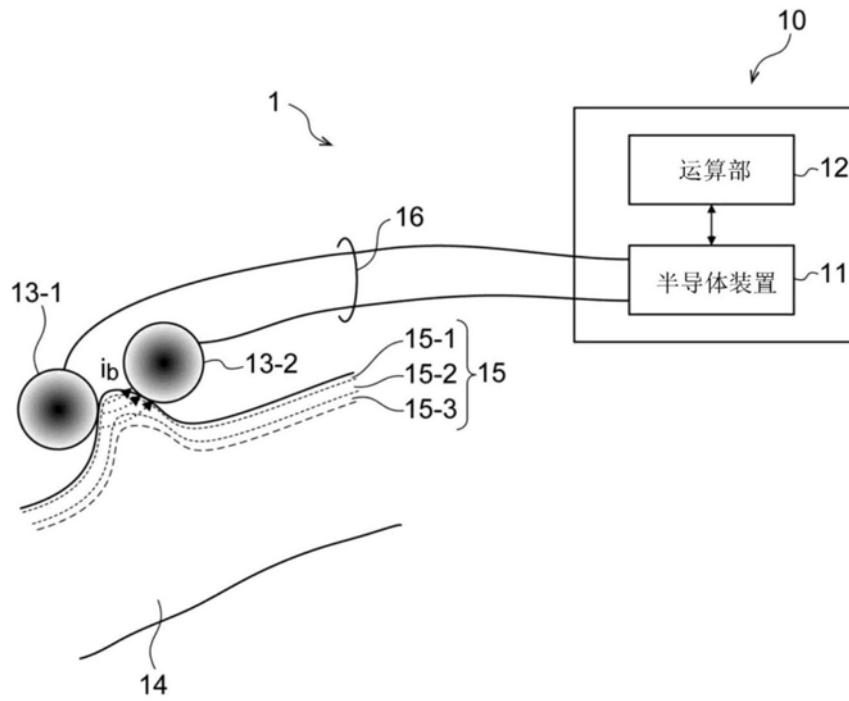


图1

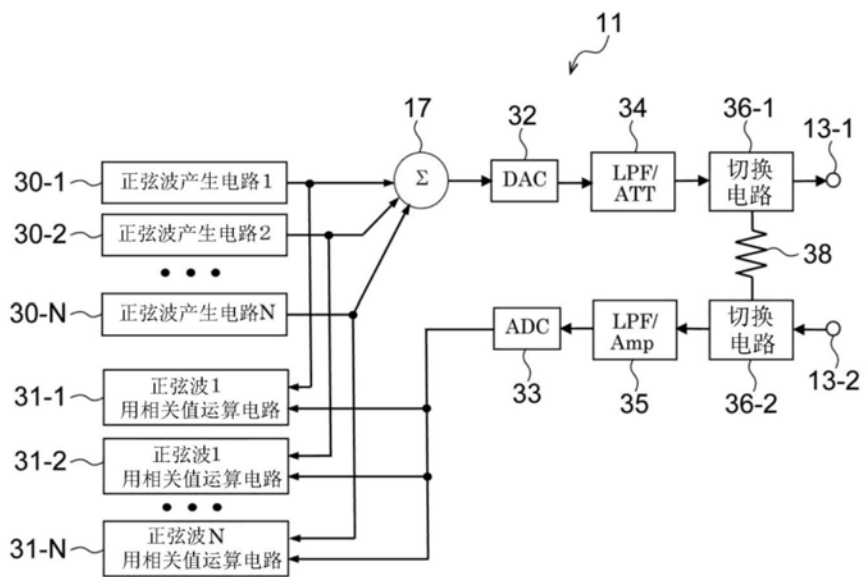


图2

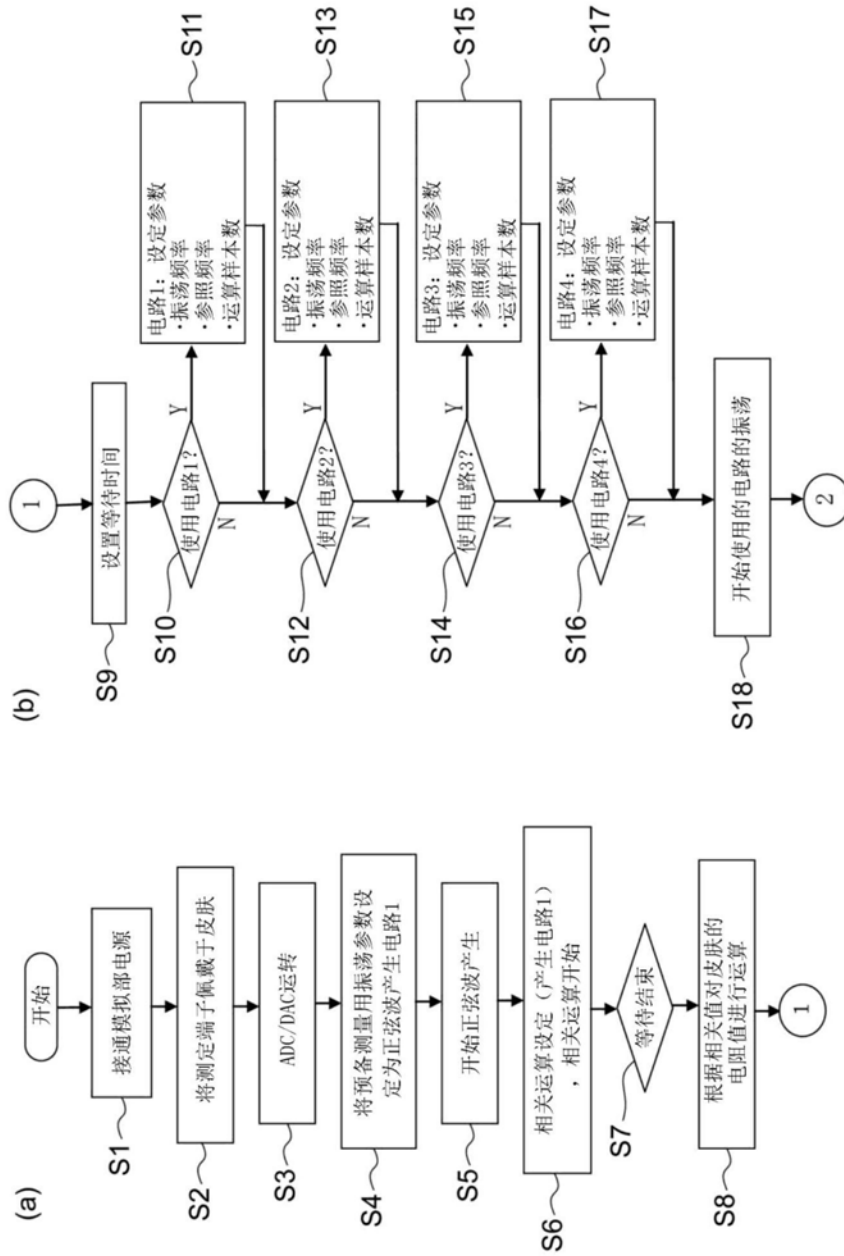


图3

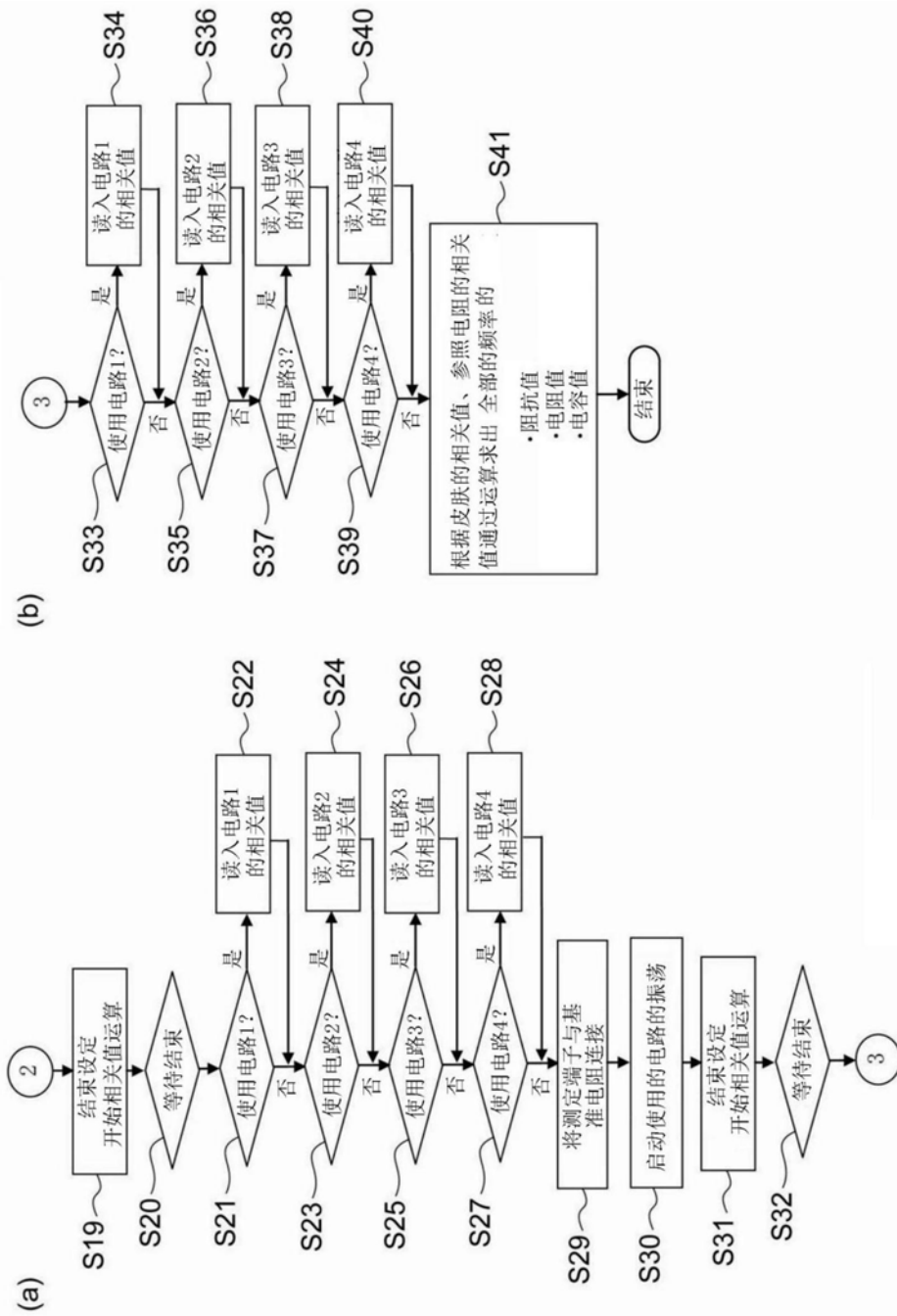


图4

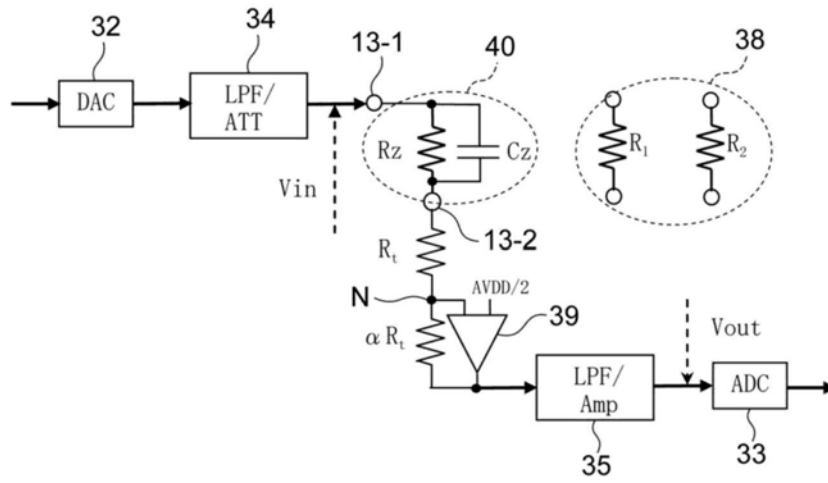


图5

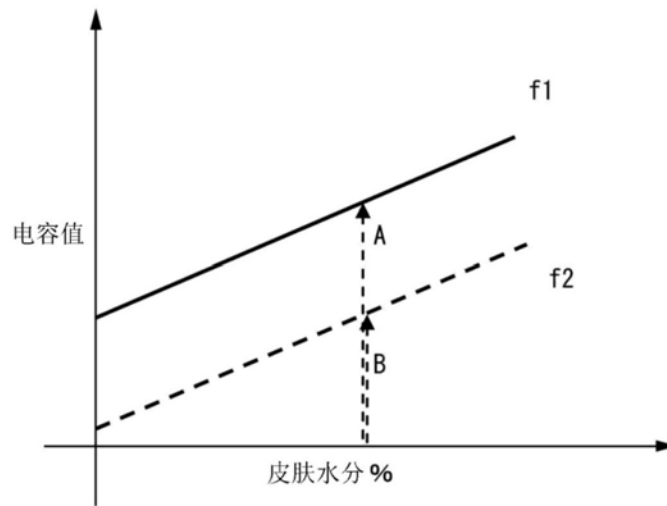


图6

专利名称(译)	半导体装置、测量系统以及测量方法		
公开(公告)号	CN110547798A	公开(公告)日	2019-12-10
申请号	CN201910481312.1	申请日	2019-06-04
申请(专利权)人(译)	拉碧斯半导体株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	拉碧斯半导体株式会社		
[标]发明人	上原辉昭		
发明人	上原辉昭		
IPC分类号	A61B5/053 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0531 A61B5/0537 A61B5/443 A61B5/4872 A61B2560/0223		
代理人(译)	王秀辉		
优先权	2018107204 2018-06-04 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供即使在与接触端子接触的表面部位的形状变化的情况下也能够正确地并且不参照身体的数据来测量生物体信息的半导体装置、测量系统以及测量方法。包含：信号源(30)，其产生正弦波信号；输出部，其经由第一电极(13 - 1)对受检者输出与正弦波信号对应的测量信号；输入部，其输入经由第二电极(13 - 2)输入的经过受检者的测量信号作为输入信号；第一运算单元(31)，其对正弦波信号与输入信号的相关值进行运算；以及第二运算单元，其基于相关值对受检者的生物体阻抗进行运算。

