



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103153179 A

(43) 申请公布日 2013.06.12

(21) 申请号 201180047586.1

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2011.09.28

A61B 5/05(2006.01)

(30) 优先权数据

A61B 5/00(2006.01)

2010-219964 2010.09.29 JP

A61B 5/0408(2006.01)

A61B 5/0478(2006.01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013.03.29

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/005482 2011.09.28

(87) PCT申请的公布数据

W02012/042878 JA 2012.04.05

(71) 申请人 泰尔茂株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 小山美雪 吉野敬亮

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 杨宏军 王大方

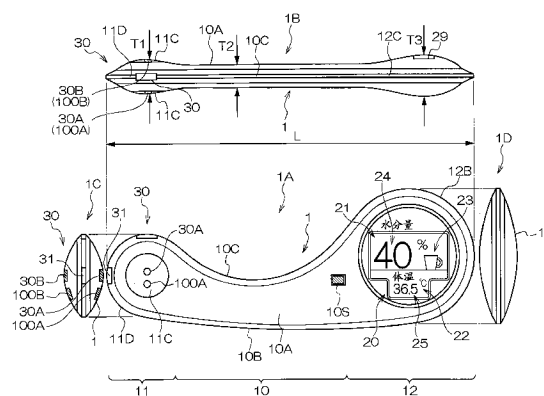
权利要求书2页 说明书13页 附图9页

(54) 发明名称

水分计

(57) 摘要

本发明提供能简单地测定被检者的水分量、作为被检者用于进行适当的水分调节的支援机构有效的水分计。用于测定被检者的水分的水分计(1)具有水分测定部(30)，该水分测定部(30)被保持于上述被检者(M)的腋下(R)，具有用于与腋下(R)的皮肤面接触的测定电流供给用的电极部(30A、30B)和电位测定用的电极部(100A、100B)来测定被检者(M)的水分量，该水分计(1)具有体温测定部(31)，该体温测定部(30)被保持于被检者(M)的腋下(R)，测定被检者(M)的体温。



1. 一种水分计, 是对被检者的水分进行测定的水分计, 其特征在于,

该水分计具有阻抗式的水分测定部, 该水分测定部被保持于所述被检者的腋下, 具有用于与所述腋下的皮肤面接触的测定电流供给用的电极部和电位测定用的电极部, 对该水分测定部所述被检者的水分量进行测定。

2. 根据权利要求 1 所述的水分计, 其特征在于,

该水分计具有体温测定部, 该体温测定部被保持于所述被检者的所述腋下, 对所述被检者的体温进行测定。

3. 根据权利要求 2 所述的水分计, 其特征在于,

该水分计具有: 主体部; 测定部的保持部, 其配置于所述主体部的一端, 保持所述阻抗式的水分测定部和所述体温测定部并被夹持于所述腋下; 显示部的保持部, 其配置于所述主体部的另一端, 对显示所测定的所述被检者的水分量和所测定的所述被检者的体温的显示部进行保持。

4. 根据权利要求 3 所述的水分计, 其特征在于,

多个所述体温测定部被保持在所述测定部的保持部。

5. 根据权利要求 1 ~ 4 中任一项所述的水分计, 其特征在于,

所述阻抗式的水分测定部的各所述电极部具有: 电极端子, 其用于与所述腋下的皮肤面直接接触; 弹性变形构件, 其用于将所述电极端子按压于所述腋下的皮肤面。

6. 根据权利要求 1 ~ 4 中任一项所述的水分计, 其特征在于,

所述阻抗式的水分测定部的各所述电极部具有: 电极端子, 其用于与所述腋下的皮肤面直接接触; 紧贴构件, 其用于通过与所述腋下的皮肤面紧贴来将所述电极端子按压于所述腋下的皮肤面。

7. 一种水分计, 是对被检者的水分进行测定的水分计, 其特征在于,

该水分计具有静电电容式的水分测定部, 该水分测定部被保持于所述被检者的腋下, 为了测定所述被检者的水分量而测定所述腋下的水分,

该水分测定部使用多个电极检测静电电容, 利用根据含水率变化的介电常数的变化量来测定水分量。

8. 根据权利要求 7 所述的水分计, 其特征在于,

该水分计具有体温测定部, 该体温测定部被保持于所述被检者的所述腋下, 对所述被检者的体温进行测定。

9. 根据权利要求 8 所述的水分计, 其特征在于,

该水分计具有: 主体部; 测定部的保持部, 其配置于所述主体部的一端, 保持所述静电电容式的水分测定部和所述体温测定部并被夹持于所述腋下; 显示部的保持部, 其配置于所述主体部的另一端, 对显示所测定的所述被检者的水分量和所测定的所述被检者的体温的显示部进行保持。

10. 根据权利要求 9 所述的水分计, 其特征在于,

多个所述体温测定部被保持在所述测定部的保持部。

11. 根据权利要求 7 ~ 10 中任一项所述的水分计, 其特征在于,

所述静电电容式的水分测定部的各所述电极部具有: 电极端子, 其用于与所述腋下的皮肤面直接接触; 弹性变形构件, 其用于将所述电极端子按压于所述腋下的皮肤面。

12. 根据权利要求 7 ~ 10 中任一项所述的水分计,其特征在于,

所述静电电容式的水分测定部的各所述电极部具有:电极端子,其用于与所述腋下的皮肤面直接接触;紧贴构件,其用于通过与所述腋下的皮肤面紧贴来将所述电极端子按压于所述腋下的皮肤面。

水分计

技术领域

[0001] 本发明涉及被夹于被检者的腋下来测定生物体的水分的水分计。

背景技术

[0002] 测定被检者的生物体的水分是很重要的。生物体的脱水症状是生物体中的水分减少的病状,是日常中经常出现,特别是由于出汗、体温上升而有较多的水分从体内排出到体外的运动时、气温较高时经常出现的症状。特别是,对于高龄者来说,生物体的水分保持能力自身降低的情况较多,因此,高龄者与健康的正常人相比容易出现脱水症状。

[0003] 一般来说,作为高龄者,储存水的肌肉减少、肾脏功能降低导致尿量增大、因感觉迟钝导致难以察觉口渴、细胞内所必须的水分减少。若放置该脱水症状不管,则脱水症状有可能成为诱因而导致发展成严重的症状。另外,相同的脱水症状也见于婴幼儿。婴幼儿原本水分量较多,但是由于无法自己获得水分补给,存在由于保护者发现较迟而导致引起脱水症状的情况。

[0004] 通常而言,在生物体中的水分损失体重的 2% 以上的时刻会引起体温调整的障碍,体温调整的障碍会引起体温的上升,体温的上升会进一步引发生物体中的水分的减少导致陷入恶性循环,直到发展成被称为中暑症的病况。中暑症中包括热痉挛、热疲劳、热射病等病况,有时还会引起全身脏器的损害,通过确实地掌握脱水症状,希望能够防患导致中暑症的危险于未然。

[0005] 作为掌握脱水症状的装置,已知一种装置,通过以两手保持手柄的装置对人体阻抗进行测定,并根据其算出水分量(参照专利文献 1~3)。

[0006] 另外,作为其他的掌握脱水症状的装置,已知对舌粘膜、颊粘膜或上颚等口腔内的水分进行测定的口腔水分计等(参照专利文献 4~6)。

[0007] 而且,作为皮肤的水分量的计测方法,一般地利用如下方法:最初是离体(in vitro)的重量法、卡尔-费休法(Karl Fischer),然后有体内的 ATR 分光法,进而还有更简便的体内(in vivo)的计测法即高频阻抗法或电导法。

[0008] 现有技术文献

[0009] 专利文献

[0010] 专利文献 1:日本特开平 11-318845 号公报

[0011] 专利文献 2:日本专利第 3977983 号公报

[0012] 专利文献 3:日本专利第 3699640 号公报

[0013] 专利文献 4:W02004/028359 国际公开公报

[0014] 专利文献 5:日本特开 2001-170088 号公报

[0015] 专利文献 6:日本特开 2005-287547 号公报

发明内容

[0016] 但是,对于通过以两手保持手柄那样的装置测定人体阻抗,并从人体阻抗算出水

分量的水分计来说,由于从手的皮肤测定阻抗,所以,容易受到皮肤的湿度、手臂的肌肉量等的影响,对于高龄者或身体存在不便的人来说,装置大型,必须站立测定,使用不方便。

[0017] 一般已知,在体温以体温上升则生物体电阻抗值下降、且体温下降则生物体电阻抗值上升的方式发生变动时,生物体电阻抗值,即水分量也发生变动。但是,在以往的水分计中,没有考虑因体温发生这样的变动而导致生物体电阻抗值发生变动的情况而进行测定生物体电阻抗值,根据这样测定的生物体电阻抗值来算出体水分量,所以,无法求出准确的体水分量,因此,无法准确地检测出脱水症状。例如,在体水分量减少、且体温上升的情况下,虽然因体水分量的减少导致生物体电阻抗值上升,但是由于体温的上升导致生物体电阻抗值下降,所以,即使根据由所测定的生物体电阻抗值算出的体水分量进行判定,也可以引起检测不出脱水状态的情况。因此,在通过阻抗法进行测定的情况下,虽需要知道非测定者的体温为什么程度,但却无法实施基于体温测定对阻抗值的修正或由于发热而无法判定准确的水分量等警告等。

[0018] 另外,对于对舌粘膜、颊粘膜或上颚等口腔内的水分进行测定的口腔水分计,为了防止在被检者间相互感染,对每个被检者必须在向口腔内直接插入的部分上安装新的能够更换的罩,存在忘记更换并安装罩的可能性,对于高龄者或身体存在不便的人来说使用不方便。

[0019] 此外,日本专利第 13977983 号公报记载的脱水状态判定装置,具有通过拇指对体温进行测定的体温传感器,基于该体温对生物体电阻的测定值进行修正,并基于该修正的生物体电阻抗值进行脱水状态的判定,以这种方式考虑体温并基于生物体电阻抗值来判定脱水状态,因此,能够更准确地判定脱水状态,能够准确地检测被检者的脱水状态。

[0020] 但是,在该文献中,体温是通过拇指进行测定的,但是在通过拇指进行体温测定方面存在困难,不是现实的方法。

[0021] 在医疗现场,用几种方法来判定脱水。例如,作为利用采血数据表示脱水的结果,基于血球容量计为高值、钠为高值、尿素氮为 25mg/dL 以上、尿素氮 / 肌酸酐比为 25 以上、尿酸值为 7mg/dl 以上等来进行判断。但是,该方法需要采血,在家里等不能使用。

[0022] 作为其他的判断方法,可举出舌、口腔内的干燥状态、腋下的干燥状态、“总觉得没精神”这样的热情降低、“精疲力尽且反应迟钝”这样的意识钝化等,但无论哪个都需要医护人员的直觉和经验,不是谁都能做的。

[0023] 因此,本发明提供能简单地测定被检者的水分量、尽早发现脱水、作为被检者进行适当的水分调节的支援机构有效的水分计。

[0024] 本发明的水分计是测定被检者的水分的水分计,其特征在于,该水分计具有电气式的水分测定部,该电气式的水分测定部被保持于所述被检者的腋下,具有用于与所述腋下的皮肤面接触的测定电流供给用的电极部和电位测定用的电极部,对所述被检者的水分量进行测定。

[0025] 根据上述构成,能简单地测定被检者的水分量,作为用于被检者进行适当的水分调节的支援机构有效。

[0026] 本发明的电气式的水分测定部能选择使用阻抗式和静电电容式中的一个。

[0027] 一般而言,公知汗腺有顶泌腺和外分泌腺两种。对于人来说,外分泌腺分布于全身,但顶泌腺仅存在于腋下、外耳道、下腹部、外阴部等的限定的部分。

[0028] 在此,使用水分计选择腋下作为能适当地测定被检者的水分量的生物体的部位来测定被检者的生物体的水分量是由于,出于上述理由,在腋下测定水分量最能反映被检者的生物体全身的水分状态。

[0029] 一般而言,公知如体温上升时生物体电阻抗值下降、体温下降时生物体电阻抗值上升这样,体温变动时生物体电阻抗值、即水分量也变动。但是,在以往的水分计中,根据对于这样地生物体电阻抗值因体温的变动而变动没有任何考虑地测定的生物体电阻抗值算出体水分量,因此,无法求出正确的体水分量,因此无法正确地检测脱水症状。例如,在体水分量减少、体温上升的情况下,生物体电阻抗值因体水分量的减少而上升,生物体电阻抗值因体温的上升而下降,因此,即使根据由测定出的生物体电阻抗值算出的体水分量来判定,也可能检测不到脱水状态。因此,在利用阻抗法进行测定的情况下,需要掌握非测定者的体温为哪种程度,却没有实施基于体温测定对阻抗值的修正或由于发热而无法判定准确的水分量等警告等。

[0030] 根据上述的理由,优选为,其特征在于,具有体温测定部,其被保持于上述被检者的上述腋下,测定上述被检者的体温。

[0031] 根据上述构成,通过在被检者的腋下测定被检者的水分量的同时也测定被检者的体温,能利用水分量与体温的相关关系判断被检者的状态。

[0032] 优选为,其特征在于,具有:主体部;测定部的保持部,其配置于上述主体部的一端,保持上述阻抗式的水分测定部和上述体温测定部并被夹持于上述腋下;显示部的保持部,其配置于上述主体部的另一端,对显示所测定的上述被检者的水分量和所测定的上述被检者的体温的显示部进行保持。

[0033] 根据上述构成,是被检者用手容易拿或容易握的形状,在测定部的保持部被夹持于腋下的状态下,显示部的保持部能从腋下向前方突出,测定者能够通过目视确认显示于该显示部的水分量和体温。

[0034] 优选为,其特征在于,多个上述体温测定部被保持在上述测定部的保持部。

[0035] 根据上述构成,通过使用多个体温测定部,能将测定出的体温平均化而得到体温,因此能获得正确的水分量和体温。

[0036] 另外,同样地,通过使用多个水分测定部能将测定出的水分量平均化而得到水分量。在具有体温测定部和水分测定部两者的情况下,体温测定所用的时间比水分测定所用的时间长,产生时差。利用该时差,也可以利用同一水分测定部进行多次测定后进行平均化的方法。例如,在测定1次体温的期间内进行10次水分计测等。

[0037] 优选为,其特征在于,上述阻抗式的水分测定部的各上述电极部具有:电极端子,其用于与上述腋下的皮肤面直接接触;弹性变形构件,其用于将上述电极端子按压于上述腋下的皮肤面。

[0038] 根据上述构成,在测定水分量和体温时,能可靠地使电极端子与腋下的皮肤面相接触。

[0039] 优选为,其特征在于,上述阻抗式的水分测定部的各上述电极部具有:电极端子,其用于与上述腋下的皮肤面直接接触;紧贴构件,其用于通过与上述腋下的皮肤面紧贴来将上述电极端子按压于上述腋下的皮肤面。

[0040] 根据上述构成,在测定水分量和体温时,能可靠地使电极端子与腋下的皮肤面相

接触。

[0041] 另外,本发明的水分计是测定被检者的水分的水分计,其特征在于,具有静电电容式的水分测定部,其被保持于上述被检者的腋下,为了测定上述被检者的水分量而测定上述腋下的水分,该水分测定部使用多个电极检测静电电容,利用根据含水率变化的介电常数的变化量来测定水分量。

[0042] 根据上述构成,能在被检者的腋下利用静电电容式测定水分量。

[0043] 本发明提供能简单地测定被检者的水分量、作为用于被检者进行适当的水分调节的支援机构有效的水分计。

附图说明

[0044] 图 1 是表示被检者使用本发明的水分计的实施方式的状态的图。

[0045] 图 2 是从各方向表示图 1 所示的水分计的外观的图。

[0046] 图 3 是表示图 2 所示的水分计的功能构成的框图。

[0047] 图 4 是表示阻抗式的水分测定部的电极部的构造例的图。

[0048] 图 5 是表示阻抗式的水分测定部的其他构造例的图。

[0049] 图 6 是从被检者 M 的生物体的水分量与被检者 M 的生物体的体温之间的相关关系表示被检者的症状例的图。

[0050] 图 7 是表示本发明的水分计的水分量检测动作例的流程图。

[0051] 图 8 是从各方向表示本发明的另一实施方式的外观的图。

[0052] 图 9 是表示本发明的又一实施方式的构成例的框图。

[0053] 图 10 是表示图 9 的水分测定部的构成的说明图。

[0054] 图 11 是表示本发明的水分计的实施方式的电极构造的变形例的图

具体实施方式

[0055] 以下,参照附图详细说明本发明的优选的实施方式。

[0056] 另外,以下说明的实施方式是本发明的优选的具体例,因此,附有技术上优选的各种限定,但在以下的说明中只要没特别记载用于限定本发明,本发明的范围不限于这些方式。

[0057] 图 1 是表示被检者使用本发明的水分计的优选的实施方式的状态的图。图 2 是表示图 1 所示的水分计的外观的构造例的图。

[0058] 图 2 所示的水分计 1 的部分 1A 表示水分计 1 的正面部分,水分计 1 的部分 1B 表示水分计 1 的上面部分,水分计 1 的部分 1C 表示从纸面左侧看部分 1A 所示的水分计 1 的侧面部分,水分计 1 的部分 1D 是从纸面右侧看部分 1A 所示的水分计 1 的侧面部分。

[0059] 图 1 和图 2 所示的水分计 1 也称作电子水分计或腋下型电子水分计,水分计 1 是小型且能携带的水分计。如图 2 所示,概略地讲,水分计 1 具有主体部 10、测定部的保持部 11 和显示部的保持部 12,水分计 1 的整体的重量制作得较轻,例如为约 20g 左右。

[0060] 主体部 10、测定部的保持部 11 和显示部的保持部 12 例如由塑料制作,主体部 10 的一端与测定部的保持部 11 连续地形成,主体部 10 的另一端与显示部的保持部 12 连续地形成。

[0061] 主体部 10 形成为被检者 M 或测定者用手容易拿或容易握的形状,例如,主体部 10 具有向外侧缓慢弯曲的第 1 弯曲部分 10B 和向内侧较大弯曲的第 2 弯曲部分 10C,第 2 弯曲部分 10C 比第 1 弯曲部分 10B 的弯曲程度大。

[0062] 主体部 10 形成为具有这样的特征的形状是为了被检者 M 或测定者用手拿或握住主体部 10 而能将水分计 1 的测定部的保持部 11 夹入并可可靠地保持于腋下 R。这样地使用水分计 1 选择腋下 R 作为能适当地测定被检者 M 的水分量的生物体的部位来测定被检者 M 的生物体的水分量是由于下述理由。即,是由于在腋下 R 测定水分量能反映被检者 M 的生物体全身的水分状态。例如即使是高龄的比较瘦的人,也能将水分计 1 的测定部的保持部 11 可靠地夹入并保持于身体与上臂之间的腋下 R。另外,即使被检者是婴幼儿,若是腋下 R,则也能容易地夹入并可可靠地保持测定部的保持部 11。

[0063] 例示图 2 所示的水分计 1 的尺寸,作为主体部 10 的尺寸例,若是大号尺寸(大人用),全长 L 设定为约 110mm,若是中号尺寸,全长 L 设定为约 110mm,若是小号尺寸(婴幼儿用),全长 L 设定为约 90mm,水分计 1 除了测定部的保持部 11 和显示部的保持部 12 的一部分之外具有大致平板形状。

[0064] 另外,主体部 10 的中央部 10A 的厚度 T2 为约 7mm,测定部的保持部 11 的最大厚度 T1 为约 9mm 左右,而且,显示部的保持部 12 附近的最大厚度 T3 为约 14mm 左右。

[0065] 但是,水分计 1 的上述尺寸不限于上述的尺寸例,能任意地选择。

[0066] 如图 2 所示,水分计 1 的测定部的保持部 11 具有圆形状的外周部 11D、一个凸部 11C 与另一凸部 11C,若使用两个凸部 11C 将测定部的保持部 11 夹入图 1 所示的被检者 M 的腋下 R 并用上臂 K 从上方进行按压保持,则能稳定地测定被检者 M 的生物体的水分量和体温。一个凸部 11C 形成于测定部的保持部 11 的正面侧,另一个凸部 11C 形成于测定部的保持部 11 的背面侧。

[0067] 这样,在将水分计 1 的测定部的保持部 11 保持于腋下 R 的状态下,主体部 10 与被检者的上体 B 的侧面部紧贴,从而能将水分计 1 更可靠地保持于被检者的上体 B 侧。

[0068] 例如,如图 1 所示,在使用水分计 1 时,显示部的保持部 12 能保持为朝向被检者 M 的前方 D 大致水平。测定部的保持部 11 和显示部的保持部 12 之间的距离、即主体部 10 的长度设定为,在被检者 M 将测定部的保持部 11 夹于腋下 R 的情况下,显示部的保持部 12 内的显示部 20 位于腋下 R 的外侧的位置(未被被检者 M 的身体部和上臂 K 夹持的位置)。

[0069] 图 2 所示的显示部的保持部 12 具有圆形状的外周部 12B,在显示部的保持部 12 的正面侧保持例如圆形状的显示部 20。作为该显示部 20,例如能采用液晶显示装置、有机 EL 装置等。在显示部的保持部 12 的背面侧配置有作为语音产生部的扬声器 29。这样,在显示部的保持部 12 的正面侧配置有显示部 20,在背面侧配置有扬声器 29,因此,显示部 20 和扬声器 29 不位于腋下 R,因此,被检者 M 能可靠地目视确认显示于显示部 20 的水分量和体温,能听到由扬声器 29 产生的语音提示等。

[0070] 如图 2 所示,显示部 20 具有被检者的生物体内的水分量(%)显示画面(以下称作水分量显示画面)21 和体温(°C)显示画面(以下称作体温显示画面)22。水分量显示画面 21 具有水分示差标记 23,能利用尺寸比较大的数字显示 24 显示为例如 40%等。在图 2 的例子中,体温显示画面 22 能利用与水分量的数字显示 24 相比较小地显示的体温的数字显示 25 显示被检者的体温。但是,显示部 20 的构成不限于图 2 所示的例子,水分量的数字

显示 24 和体温的数字显示 25 的大小也可以为相同程度。

[0071] 如图 2 所示,水分计 1 的测定部的保持部 11 保持所谓的生物体电阻抗式(以下称作阻抗式)的水分测定部 30 和体温测定部 31。优选为,在测定部的保持部 11 的表面通过利用例如波纹加工等设置凹凸来配置防滑部件。由此,具有在被检者 M 将测定部的保持部 11 夹入腋下 R 的情况下,能可靠且稳定地夹持水分计 1 的测定部的保持部 11 的形状,并且能减小热容量而尽早地到达热平衡状态。

[0072] 图 2 所示的阻抗式的水分测定部 30 是在图 1 所示的被检者的腋下 R 使用生物体电阻抗测定被检者 M 的生物体的水分量的部分。

[0073] 如图 2 例示,优选为,在测定部的保持部 11 的一个凸部 11C 配置有第 1 测定电流供给用的电极部 30A 和第 1 电位测定用的电极部 100A,在测定部的保持部 11 的另一个凸部 11C 配置有第 2 测定电流供给用的电极部 30B 和第 2 电位测定用的电极部 100B。

[0074] 例如,如图 1 所示,在将阻抗式的水分测定部 30 夹入被检者的腋下 R 时,第 1 测定电流供给用的电极部 30A 和第 1 电位测定用的电极部 100A 与上体 B 的侧面部侧的皮肤面 V 紧贴,第 2 测定电流供给用的电极部 30B 和第 2 电位测定用的电极部 100B 与上臂 K 的内面侧的皮肤面 V 紧贴。

[0075] 由此,如图 1 所示,第 1 测定电流供给用的电极部 30A、第 1 电位测定用的电极部 100A、第 2 测定电流供给用的电极部 30B 和第 2 电位测定用的电极部 100B 能与腋下 R 的皮肤面 V 可靠地直接接触,从而测定被检者 M 的水分量。之后参照图 4 和图 5 说明第 1 测定电流供给用的电极部 30A 和第 2 测定电流供给用的电极部 30B、第 1 电位测定用的电极部 100A 和第 2 电位测定用的电极部 100B 的构造例。

[0076] 另外,图 2 的体温测定部 31 是在图 1 所示的被检者的腋下 R 测定被检者 M 的生物体的体温的部分,优选为以沿着测定部的保持部 11 的外周部 11D 暴露出的方式配置。

[0077] 返回图 2,体温测定部 31 是在被检者的腋下 R 测定生物体的体温的部分,优选为以沿着测定部的保持部 11 的外周部 11D 暴露出的方式配置。由此,体温测定部 31 能与腋下 R 的肌肤面可靠地直接接触。

[0078] 体温测定部 31 通过与图 1 所示的被检者 M 的腋下 R 接触来检测体温,体温测定部 31 能采用例如具有热敏电阻的构件、具有热电偶的构件。例如,利用热敏电阻检测出的温度信号被转换为数字信号后输出。该热敏电阻例如利用不锈钢的金属盖液密地保护。

[0079] 图 3 是表示图 2 所示的水分计 1 的功能构成的框图。

[0080] 在图 3 所示的水分计 1 的框图中,主体部 10 内置控制部 40、电源部 41、计时器 42、显示部的驱动部 43、运算处理部 44、ROM(只读存储器)45、EEPROM(电可擦可编程的 PROM)46、RAM(随机存取存储器)47。阻抗式的水分测定部 30 和体温测定部 31 配置于测定部的保持部 11,显示部 20 和扬声器 29 配置于显示部的保持部 12。

[0081] 图 3 的电源部 41 是能充电的二次电池或一次电池,用于向控制部 40、阻抗式的水分测定部 30 和温度测定部 31 供给电源。控制部 40 与电源开关 10S、阻抗式的水分测定部 30 和温度测定部 31、计时器 42、显示部的驱动部 43、运算处理部 44 电连接,控制部 40 控制水分计 1 的整体的动作。

[0082] 图 3 的显示部 20 与显示部的驱动部 43 电连接,显示部的驱动部 43 利用来自控制部 40 的指令在显示部 20 如图 2 所例示那样显示杯子那样的水分示差标记 23、水分量的数

字显示 24 以及体温的数字显示 25。

[0083] 图 3 的运算处理部 44 与扬声器 29、ROM45、EEPROM46、RAM47 电连接。ROM45 用于存储有下述程序,该程序基于由计时器 42 计测出的时刻,基于根据由阻抗式的水分测定部 30 测定出的阻抗值得到的水分量数据、根据由温度测定部 31 测定出的体温数据算出的水分量数据和体温数据的时间变化预测运算被检者的水分量和体温。EEPROM46 用于存储规定的语音数据。RAM47 能分别以时间序列存储算出的水分量数据和体温数据。

[0084] 如上所述,一般而言,公知如体温上升时生物体电阻抗值下降、体温下降时生物体电阻抗值上升这样,在体温变动时生物体电阻抗值、即水分量也变动。因此,能使用测定的体温数据进行生物体电阻抗值的修正。

[0085] 运算处理部 44 进行按照存储于 ROM45 的程序预测运算被检者的水分量和体温、向扬声器 29 输出语音数据等。

[0086] 在此,说明阻抗式的水分测定部 30。

[0087] 在本发明的实施方式的水分计 1 的生物体电阻抗式的水分量的测定中,如下所述。人体的细胞组织由多个细胞构成,各细胞存在于由细胞外液充满的环境中。在这样的细胞组织中流过电流时,若是低频交流电流,主要流过细胞外液区域,若是高频交流电流,流过细胞外液区域及细胞内。

[0088] 这样地在细胞组织中流过电流的情况下,细胞外液区域的电阻抗值仅由电阻成分构成,细胞的电阻抗值是串联地连接细胞膜呈现的电容成分和细胞内液呈现的电阻成分而成。

[0089] 被检体 M 的生物体(身体)的电特性根据组织或脏器的种类而显著不同。包含这样的各组织、脏器的身体的整体的电特性能通过生物体电阻抗体现。

[0090] 该生物体电阻抗值通过在安装于被检者的体表面的多个电极之间流过微小电流来进行测定,能根据这样地获得的生物体电阻抗值推算被检者的体脂肪率、体脂肪重量、除脂肪体重、体水分量等(参照非专利文献 1:「インピーダンス法による体肢の水分分布の推定とその応用」、医用電子と生体工学(“阻抗法的肢体的水分分布的推定和其应用”,医用电子和生物体工学)、vol. 23, No. 6, 1985)。

[0091] 关于生物体内的水分量,公知通过计算细胞外液电阻和细胞内液电阻来进行推定的方法。关于水分量的测定,公知在生物体内的水分量较多时生物体电阻抗值显示低值、在生物体内的水分量较少时生物体电阻抗值显示高值、通过计算细胞外液电阻和细胞内液电阻进行推定的方法。

[0092] 图 3 所例示的阻抗式的水分测定部 30 是对被检者 M 的生物体施加交流电流来测定生物体电阻抗值的装置。

[0093] 阻抗式的水分测定部 30 具有第 1 测定电流供给用的电极部 30A 和第 2 测定电流供给用的电极部 30B、第 1 电位测定用的电极部 100A 和第 2 电位测定用的电极部 100B、交流电流输出电路 101、两个差动放大器 102、103、切换器 104、A/D 转换器 105、基准电阻器 106。

[0094] 第 1 测定电流供给用的电极部 30A 和第 2 测定电流供给用的电极部 30B、第 1 电位测定用的电极部 100A 和第 2 电位测定用的电极部 100B 设为例如在图 2 所示的测定部的保持部 11 暴露于外部。由此,这 4 个电极部 30A、30B、100A、100B 能与图 1 所示的被检者 M 的腋下 R 的皮肤面直接接触。

[0095] 图3的交流电流输出电路101与控制部40、第1测定电流供给用的电极部30A、第2测定电流供给用的电极部30B电连接,在交流电流输出电路101与第1测定电流供给用的电极部30A之间配置有基准电阻器106。差动放大器102与该基准电阻器106的两端部相连接。另一个差动放大器103与第1电位测定用的电极部100A和第2电位测定用的电极部100B电连接。两个差动放大器102、103通过切换器104和A/D转换器105与控制部49电连接。

[0096] 在图3中,在控制部40对交流电流输出电路101供给预先确定的生物体施加用信号时,交流电源输出电路101经由基准电阻器106向第1测定电流供给用的电极部30A和第2测定电流供给用的电极部30B供给交流的测定电流。一个差动放大器102检测基准电阻器106的两端的电位差。另一个差动放大器103检测电位测定用的电极部100A、100B的电位差。切换器104选择来自差动放大器102、103的电位差输出的任一个将其发送到A/D转换器105,A/D转换器105对差动放大器102、103的电位差输出进行模拟/数字转换后将其供给到控制部40。

[0097] 下面,参照图4和图5说明上述的阻抗式的水分测定部30的第1测定电流供给用的电极部30A和第2测定电流供给用的电极部30B、第1电位测定用的电极部100A和第2电位测定用的电极部100B的构造例。

[0098] 另外,第1测定电流供给用的电极部30A和第2测定电流供给用的电极部30B、第1电位测定用的电极部100A和第2电位测定用的电极部100B的构造能采用相同的构造。在图4和图5中,示出了皮肤面V和位于该皮肤面V的水分W。

[0099] 图4(A)所示的第1测定电流供给用的电极部30A和第2测定电流供给用的电极部30B、第1电位测定用的电极部100A和第2电位测定用的电极部100B的构造具有电极端子70、半圆形的板状的弹性变形构件71和电极端子引导部72。具有导电性的电极端子70与布线74相连接,弹性变形构件71的一端部固定于电极端子70的底部,弹性变形构件71的另一端部固定于图2的测定部的保持部11内的固定部分75。电极端子引导部72具有筒状部分73,电极端子70的下部插入筒状部分73内。由此,在电极端子70的顶端部被沿箭头G方向向皮肤面V按压时,电极端子70克服弹性变形构件71的反弹力而被向箭头H方向按压,因此能使电极端子70的顶端部可靠地与皮肤面V接触而不离开。

[0100] 图4(B)所示的第1测定电流供给用的电极部30A和第2测定电流供给用的电极部30B、第1电位测定用的电极部100A和第2电位测定用的电极部100B的构造具有电极端子70、圆柱状的缓冲材料的弹性变形构件76和电极端子引导部72。具有导电性的电极端子70与布线74相连接,电极端子70的底部嵌入固定于弹性变形构件76的上端部的凹部77内,弹性变形构件76的另一端部固定于图2的测定部的保持部11内的固定部分75。电极端子引导部72具有筒状部分73,弹性变形构件76的上端部插入筒状部分73内。由此,在电极端子70的顶端部被相对于皮肤面V向箭头G方向按压时,电极端子70克服弹性变形构件76的反弹力而被向箭头H方向按压,因此,能使电极端子70的顶端部可靠地与皮肤面V接触而不离开。

[0101] 图4(C)所示的第1测定电流供给用的电极部30A和第2测定电流供给用的电极部30B、第1电位测定用的电极部100A和第2电位测定用的电极部100B的构造具有电极端子70、螺旋弹簧状的弹性变形构件78和电极端子引导部72。具有导电性的电极端子70

与布线 74 相连接,弹性变形构件 78 的一端部固定于电极端子 70 的底部,弹性变形构件 78 的另一端部固定于图 2 的测定部的保持部 11 内的固定部分 75。电极端子引导部 72 具有筒状部分 73。电极端子 70 的下部插入筒状部分 73 内。由此,在电极端子 70 的顶端部被相对于皮肤面 V 向箭头 G 方向按压时,电极端子 70 克服弹性变形构件 78 的反弹力而被向箭头 H 方向按压,因此,能使电极端子 70 的顶端部可靠地与皮肤面 V 接触而不离开。

[0102] 图 4(D) 所示的第 1 测定电流供给用的电极部 30A 和第 2 测定电流供给用的电极部 30B、第 1 电位测定用的电极部 100A 和第 2 电位测定用的电极部 100B 的构造具有电极端子 70、粘接构件 80 和电极端子固定部 81。具有导电性的电极端子 70 与布线 74 相连接,电极端子 70 的下部嵌入固定于筒状的电极端子固定部 81。粘接构件 80 是用于将电极端子 70 向腋下 R 的皮肤面按压的紧贴构件,粘贴固定于图 2 的测定部的保持部 11 的表面部分 83 上。由此,在电极端子 70 的顶端部被相对于皮肤面 V 向箭头 G 方向按压时,粘接构件 80 粘接于皮肤面 V,因此,能使电极端子 70 的顶端部在被向箭头 H 方向按压的状态下可靠地与皮肤面 V 接触而不离开。

[0103] 图 4(E) 所示的第 1 测定电流供给用的电极部 30A 和第 2 测定电流供给用的电极部 30B、第 1 电位测定用的电极部 100A 和第 2 电位测定用的电极部 100B 的构造具有电极端子 70、吸盘 85 和电极端子固定部 81。具有导电性的电极端子 70 与布线 74 相连接,电极端子 70 的下部嵌入固定于筒状的电极端子固定部 81。吸盘 85 是用于将电极端子 70 向腋下 R 的皮肤面按压的紧贴构件,粘贴固定于图 2 的测定部的保持部 11 的表面部分 83 上。由此,在电极端子 70 的顶端部被相对于皮肤面 V 向箭头 G 方向按压时,吸盘 85 吸附于皮肤面 V,因此,能使电极端子 70 的顶端部在被向箭头 H 方向按压的状态下可靠地与皮肤面 V 接触而不离开。

[0104] 公知若脱水状态持续则会发展成各种症状。其中,中暑是最大的问题。作为尽早发现这样的症状的方法或判断该症状的严重度的方法,期望与水分量一起计测体温。参照图 6 说明,根据被检者 M 的生物体的水分量和被检者 M 的生物体的体温的相关关系能如下地判断例如被检者的症状。

[0105] 图 6 所示的被检者 M 的生物体的水分量和被检者 M 的生物体的体温的相关关系例如存储于图 3 的 ROM45。

[0106] 在图 6 中,在水分量较低的情况下,若体温为正常值,则被检者是轻度的脱水症状,在水分量为正常的情况下,若体温为正常值,则被检者为健康状态。与此相对,在水分量较低的情况下,若体温较高,则被检者为重度的脱水症状,在水分量为正常的情况下,若体温较高,则被检者是感冒这样的除脱水以外的疾病。

[0107] 这样,根据被检者的生物体的水分量和体温能判断被检者的健康、轻度和重度的脱水症状、感冒症状,因此,就本发明的实施方式的水分计 1 而言,腋下 R 的水分量的测定和体温的测定是很重要的。上述的被检者的症状的判断例也可以显示于图 2 的显示部 20。

[0108] 图 7 是表示水分计 1 检测被检者 M 的水分量和体温的动作例的流程图。

[0109] 下面,参照图 7 说明图 1 和图 2 所示的水分计 1 检测被检者 M 的水分量和体温的动作例。

[0110] 在图 7 的步骤 S1 中,被检者接通图 3 所示的电源开关 10S,将接通信号发送到控制部 40,则水分计 1 成为能测定状态。在步骤 S2 中,如图 1 所示,被检者 M 使用图 2 的两个凸

部 11C 将水分计 1 的测定部的保持部 11 夹入腋下 R。

[0111] 这样,在水分计 1 的测定部的保持部 11 被保持于腋下 R 的状态下,主体部 10 与被检者的上体 B 的侧面部紧贴,从而水分计 1 能更可靠地保持于被检者的上体 B,例如,显示部的保持部 12 能位于朝向被检者 M 的前方 D 大致水平的位置。

[0112] 并且,测定部的保持部 11 和显示部的保持部 12 之间的距离为,在被检者 M 将测定部的保持部 11 夹入腋下 R 的情况下,显示部 20 位于腋下 R 的外侧的位置(未被身体部和上臂夹持的位置),因此,被检者 M 能容易地目视显示部的保持部 12 的显示部 20 的水分量的数字显示 24 和体温的数字显示 25。并且,被检者 M 能听到扬声器 29 产生的语音提示。

[0113] 在图 7 的步骤 S3 中,在水分计 1 的测定部的保持部 11 被保持于腋下 R 时,运算处理部 44 进行水分计 1 的初始化,基于来自计时器 42 的时刻信号,在规定的取样时刻,获取由水分测定部 30 测定的水分量数据信号 P1 和由温度测定部 31 测定的体温数据信号 P2。

[0114] 这样,在从水分测定部 30 获得水分量数据信号 P1 的情况下,如图 1 所例示,与被检者 M 的腋下 R 接触的第 1 测定电流供给用的电极部 30A 和第 2 测定电流供给用的电极部 30B 从交流电流输出电路 101 对被检者 M 施加交流电流。而且,与被检者的腋下 R 接触的第 1 电位测定用的电极部 100A 和第 2 电位测定用的电极部 100B 检测被检者的腋下 R 的两点的电位差,将该电位差供给到另一差动放大器 103,另一差动放大器 103 向切换器 104 侧输出被检者 M 的两点之间的电位差信号。

[0115] 一个差动放大器 102 向切换器 104 侧输出基准电阻器 106 的电位差信号。控制部 40 通过切换切换器 104,而利用 A/D 转换器 105 对来自一个差动放大器 102 的电位差信号和来自另一个差动放大器 103 的电位差信号进行模拟/数字转换后供给到控制部 40,控制部 40 基于该数字信号求出生物体电阻抗值。该控制部 40 根据得到的生物体电阻抗值运算水分量数据 P1。该水分量数据 P1 从控制部 40 发送到运算处理部 44。

[0116] 在步骤 S4 中,运算处理部 44 基于根据水分量数据 P1 和由温度测定部 31 测定出的体温数据 P2 得到的、被检者的水分量数据和体温数据的时间变化能预测运算被检者 M 的水分量和体温。

[0117] 在图 7 的步骤 S5 中,能由图 3 的扬声器 29 对运算出的被检者 M 的水分量的值和体温的值进行语音提示,并且能在图 3 和图 2 所示的显示部 20 的水分量显示画面 21 显示尺寸比较大的数字显示 24,在体温显示画面 22 显示体温的数字显示 25。

[0118] 在步骤 S6 中,在被检者 M 利用水分计 1 的测定结束的情况下,断开图 3 的电源开关 10S,但在未结束测定的情况下,返回步骤 S3 再次重复步骤 S3 到 S6 的处理。

[0119] 上述的本发明的实施方式的水分计 1 具有能在能适当地测定被检者 M 的水分量的腋下 R 进行测定的构造。根据利用阻抗式的水分测定部 30 的第 1 测定电流供给用的电极部 30A 和第 2 测定电流供给用的电极部 30B、第 1 电位测定用的电极部 100A 和第 2 电位测定用的电极部 100B 测定出的生物体电阻抗值,运算处理部 44 基于根据水分量数据 P1 和由温度测定部 31 测定出的体温数据 P2 得到的、被检者的水分量数据和体温数据的时间变化,能预测运算被检者的水分量和体温。由此,日常生活中的健康的维持极其重要的水分调节当然不用说,作为对于难以由于口渴感进行适当的饮水行动的婴幼儿、高龄者或在激烈运动时等进行适当的水分调节的支援机构是有效的。

[0120] 另外,选择腋下 R 作为能适当地测定被检者 M 的水分量的生物体的部位进行测定

是由于在腋下 R 测定水分量能反映被检者 M 的生物体全身的水分状态。另外,一般而言,高龄者的皮肤容易干燥,人的差异较大。其中,腋下 R 与其他的部位相比,来自外部的影响较少,因此,测定的差异较少,优选。即使是高龄者的瘦的人,水分计 1 的测定部的保持部 11 也能可靠地夹入并保持于身体与上臂之间的腋下 R。另外,被检者即使是婴幼儿,若是腋下 R,也能容易地夹入并可靠地保持测定部的保持部 11。并且,水分测定部 30 具有确保在腋下 R 的正中间的构造,因此进一步提高测定精度。

[0121] 并且,本发明的实施方式的水分计 1 优选具有在这样地适当地测定被检者 M 的水分量的同时也能测定腋下 R 的体温的构造。由此,如图 5 所示,与医护人员、护理者从口腔等测定水分的情况相比,仅将水分计 1 的测定部的保持部 11 夹入并保持在被检者 M 的腋下 R,因此能容易地测定被检者 M 的水分量。

[0122] 如图 2 所例示,根据显示于显示部 20 的被检者 M 的生物体的水分量和被检者 M 的生物体的体温的关系,在水分量较低的情况下,若体温为正常值,则被检者是轻度的脱水症状,在水分量为正常的情况下,若体温为正常,则被检者为健康状态。与此相对,在水分量较低的情况下,若体温较高,则被检者为重度的脱水症状,在水分量为正常的情况下,若体温较高,则被检者是感冒症状,例如医生能大概的判断。

[0123] 本发明的水分计的实施方式是用于测定被检者的水分的水分计,具有用于测定被检者的水分量的阻抗式的水分测定部,该水分测定部被保持于被检者的腋下,具有用于与腋下的皮肤面接触的测定电流供给用的电极部和电位测定用的电极部。由此,能简单地测定被检者的水分量,作为被检者进行适当的水分调节的支援机构是有效的。在此,使用水分计选择腋下作为能适当地测定被检者的水分量的生物体的部位来测定被检者的生物体的水分量是由于在腋下 R 测定水分量能反映被检者 M 的生物体全身的水分状态。

[0124] 优选为,具有被保持于被检者的腋下、用于测定被检者的体温的体温测定部。由此,通过在被检者的腋下测定被检者的水分量的同时也测定被检者的体温,能利用水分量和体温的相关关系判断被检者的状态。

[0125] 优选为,具有:主体部;测定部的保持部,其配置于主体部的一端,且被夹持于腋下,该测定部的保持部用于保持阻抗式的水分测定部和体温测定部;显示部的保持部,其配置于主体部的另一端,用于保持显示测定出的被检者的水分量和测定出的被检者的体温的显示部。由此,本发明的水分计是被检者 M 用手容易拿或容易握的形状,在测定部的保持部被夹持于腋下的状态下,显示部的保持部能从腋下向前方突出,测定者能通过目视确认显示于该显示部的水分量和体温。

[0126] 优选为,在测定部的保持部保持多个体温测定部。由此,通过使用多个体温测定部,能将测定出的体温平均化来获得体温,因此,能获得更正确的水分量和体温。

[0127] 优选为,阻抗式的水分测定部的各电极部具有用于与腋下的皮肤面直接接触的电极端子和用于将电极端子按压于腋下的皮肤面的弹性变形构件。由此,在测定水分量和体温时,能可靠地使电极端子与腋下的皮肤面接触。

[0128] 优选为,阻抗式的水分测定部的各电极部具有用于与腋下的皮肤面直接接触的电极端子和通过与腋下的皮肤面紧贴而将电极端子按压于腋下的皮肤面的紧贴构件。由此,在测定水分量和体温时,能使电极端子可靠地与腋下的皮肤面接触。

[0129] 图 9 是表示作为水分计的又一实施方式的构成的框图。

[0130] 在图 9 中,标注与图 3 相同的附图标记的部位是相同的构造,在该实施方式中,水分测定部 30 的构成如图 10 所示使用静电电容的构造这一点不同。以下,共通的部分的说明引用图 3 的说明,以不同点为中心进行说明。

[0131] 图 9 的水分测定部 30 为图 10 所示的构成。

[0132] 即,计测作为测定对象物的被检者 M 的生物体的静电电容,利用根据含水率变化的介电常数的变化量来测定水分量。水分测定部 30 具有容器部 60 和两个电极 61、62。容器部 60 具有树脂制的周围部分 63 和盖部分 64,两个电极 61、62 配置为以在盖部分 64 上分开而彼此电绝缘的状态从盖部分 64 向外侧暴露出。由此,通过两个电极 61、62 与腋下 R 的皮肤和皮肤上的水分 W 接触,计测被检者 M 的生物体的静电电容,利用根据含水率变化的介电常数的变化量测定水分量。来自两个电极 61、62 的水分量数据信号 P 1 发送到控制部 40,运算处理部 44 基于水分量数据信号 P2 计算水分量。

[0133] 这样,水分测定部 30 使用多个电极 61、62 检测静电电容,利用根据含水率变化的介电常数的变化量测定水分量,因此能在被检者的腋下利用静电电容式测定水分量。静电电容能通过以下的式子求出。S 和 d 取恒定值时,静电电容 (C) 与介电常数 (ϵ) 的值成比例,水分量越多,介电常数和静电电容的值越大。

[0134] 静电电容 (C) = $\epsilon \times S/d$ (F)

[0135] 介电常数 = ϵ

[0136] S = 传感器表面的大小

[0137] d = 电极间的距离

[0138] 由此,运算处理部 44 基于根据由水分测定部 30 测定出的水分量数据 P1 和由温度测定部 31 测定出的体温数据 P2 得到的、被检者的水分量数据和体温数据的时间变化,预测运算被检者的水分量和体温。

[0139] 因此,在利用了静电电容的计测的情况下,仅设置电极彼此绝缘的两个电极即可,不需要像阻抗式那样各设置一对测定电流供给用的电极部和电位测定用的电极部,简单。

[0140] 图 11 表示电极构造的变形例。

[0141] 在阻抗式的情况和静电电容式的情况下,都能使用该电极方式。

[0142] 首先说明阻抗式的情况。

[0143] 如图 11 所示,电极部 110 利用在水分计 1 的第 1 部分 1C 的侧面暴露出而形成的构造。

[0144] 该电极部 110 为使形成为例如矩形的由绝缘体形成的基部 103 和形成于该基部 103 的表面的由线状的导体形成的梳子形电极 102、103 隔开微小间隔地相对的构成。在各梳子形电极 102、103 的端部分别形成有端子部 102a、103a。

[0145] 通过将梳子形电极 102 作为第 1 电位测定用的电极部,将梳子形电极 103 作为第 2 电位测定用的电极部,在各电极部的上述端子部分别从电源供给规定的驱动电流,从而能进行阻抗式的水分测定。

[0146] 另外,也可以仅使用在图 11 中说明的梳子形的电极构造、即梳子形电极 102 和梳子形电极 103 并且也不形成第 1 测定电流供给用的电极部 30A 和第 2 测定电流供给用的电极部 30B、第 1 电位测定用的电极部 100A 和第 2 电位测定用的电极部 100B,以静电电容式进行水分测定。

[0147] 在该情况下,如图示所示,使两个梳子形电极 102 和 103 隔开微小间隔地相对配置,对一个电极施加电流,将作为检体物质的水分氧化,用另一个电极将氧化的物质还原而恢复原来的物质。即,通过在两个电极间反复进行氧化和还原能检测作为检体物质的水分。在该情况下,优选为,利用双重方式进行检测。

[0148] 在利用双重方式时,具体而言,对梳子形电极 102 施加相对于水分的氧化电位,对另一个梳子形电极 103 从图 9 的电源部 41 施加还原电位。由此,在双重方式中,反复进行氧化和还原、即产生所谓的氧化还原循环,使电流增加,从而能提高检测感度。

[0149] 另外,作为图 11 的绝缘材料的基板 101,作为电极基板,表面或整体为绝缘性的基板即可,例如可以使用带有氧化膜的硅基板、石英基板、氧化铝基板、玻璃基板、塑料基板等。作为电极用的材料,可以使用适当的导体,例如金、铂、银、铬、钛、不锈钢等的金属或半导体、导电性碳、导电性墨等。

[0150] 作为电极部的制造方法,在绝缘基板 101 上,利用蒸镀、溅射、CVD(化学气相成长法)等将上述的导体金属等形成为薄膜,将该薄膜通过例如光刻法形成为梳子形电极的形状。另外,除了光刻法以外,也可以利用喷墨打印机等使用导电性墨在作为绝缘材料的基板 101 上描画梳子形电极。

[0151] 通过使电极构造为这样的构造,能使水分测定部 30 与腋下 R 的最深的部位接触。

[0152] 但是,本发明不限于上述实施方式,本发明能进行各种各样的修正和变更,能在权利要求记载的范围内进行各种变形。

[0153] 在图示例子中,1 个水分测定部 30 和 1 个体温测定部 31 配置于测定部的保持部 11。

[0154] 但是,不限于此,如图 8 所例示,也可以在测定部的保持部 11 配置多个体温测定部 31。由此,通过将由各体温测定部 31 获得的体温平均化,能进一步提高体温的测定精度。

[0155] 附图标记的说明

[0156] 1 水分计、10 主体部、11 测定部的保持部、12 显示部、M 被检者、R 腋下、11 测定部的保持部、12 显示部的保持部、12 显示部的保持部、20 显示部、30 水分测定部、30A、30B 测定电流供给用的电极部、31 体温测定部、100A、100B 电位测定用的电极部、110 电极部

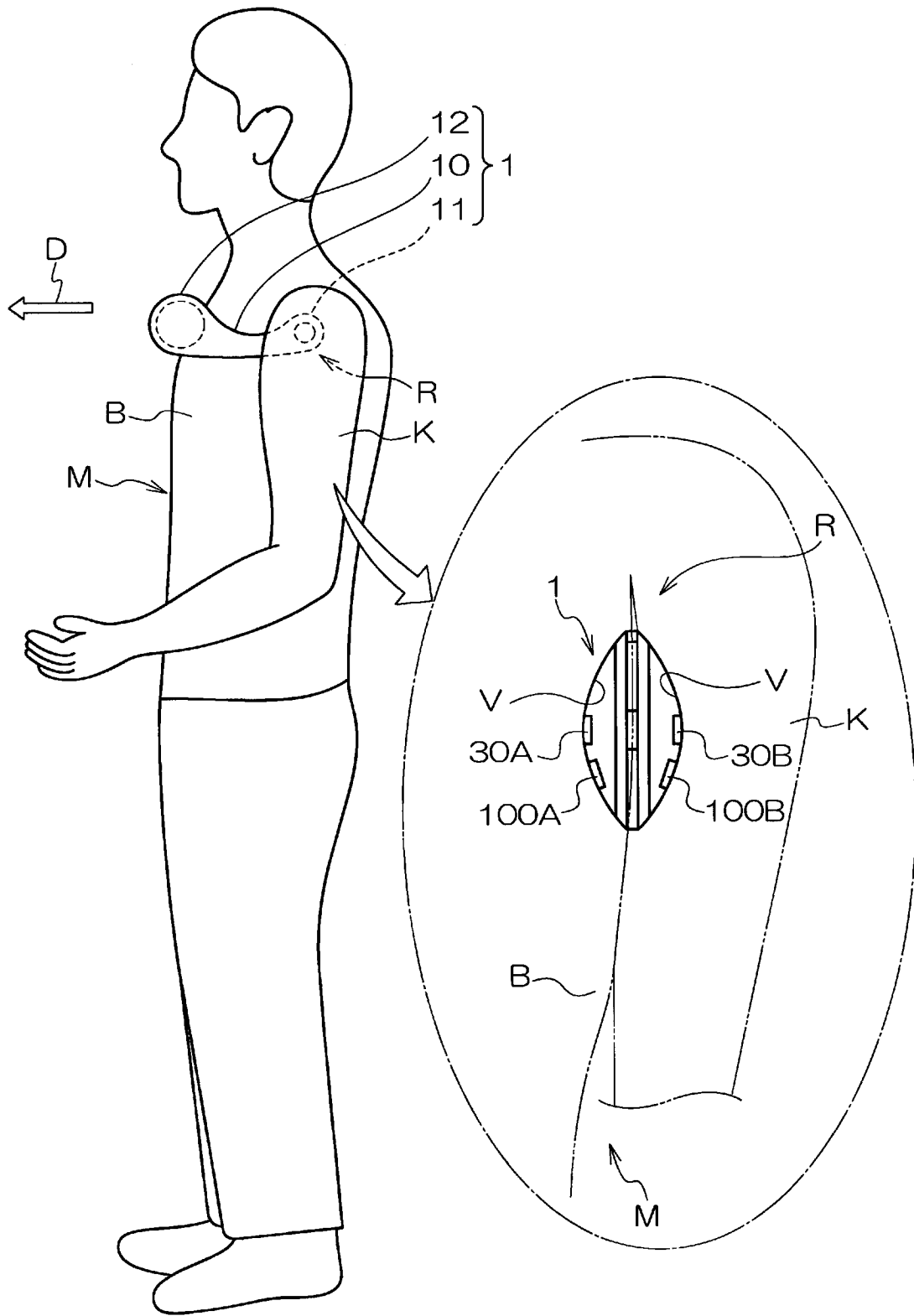


图 1

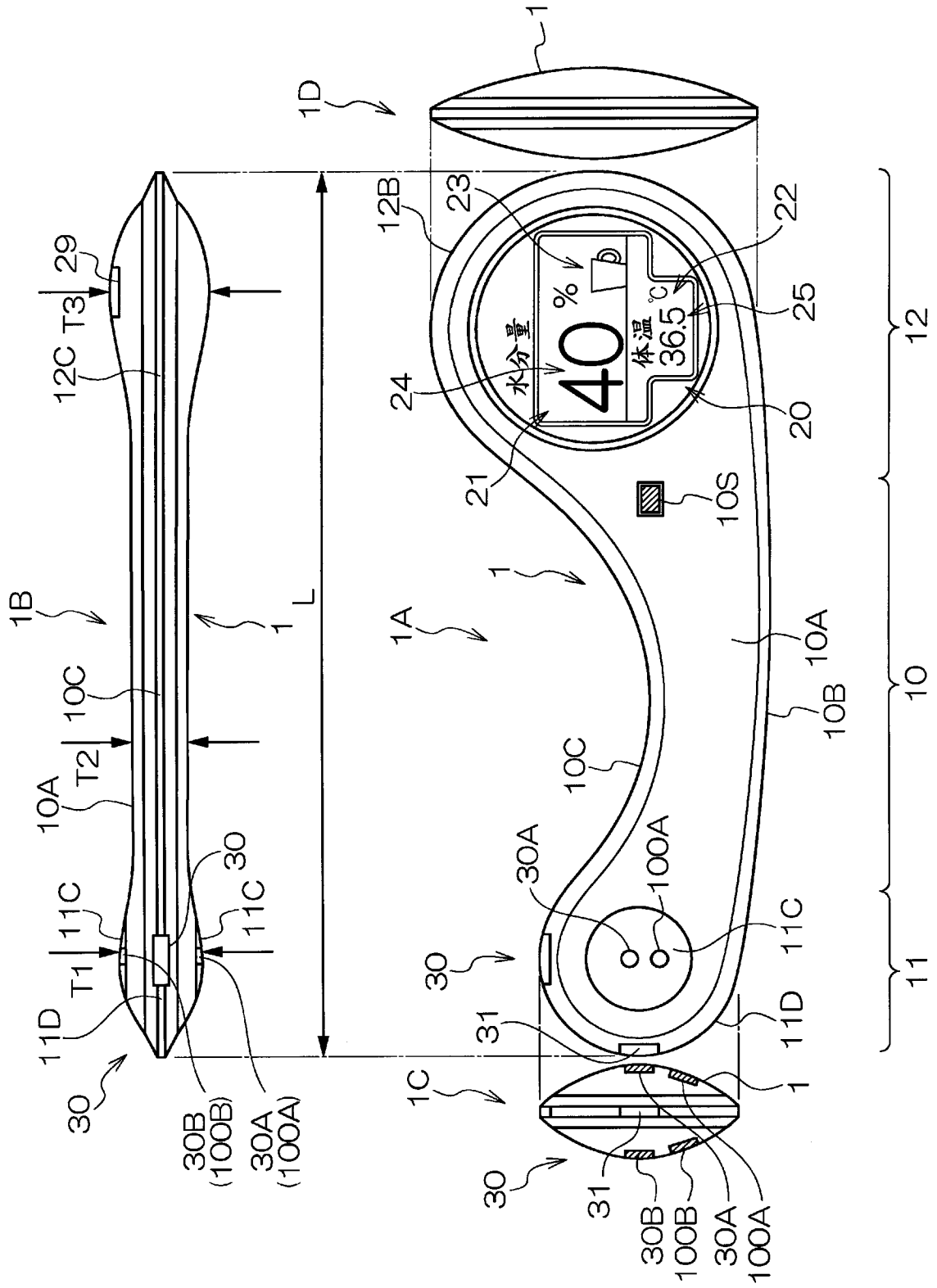


图 2

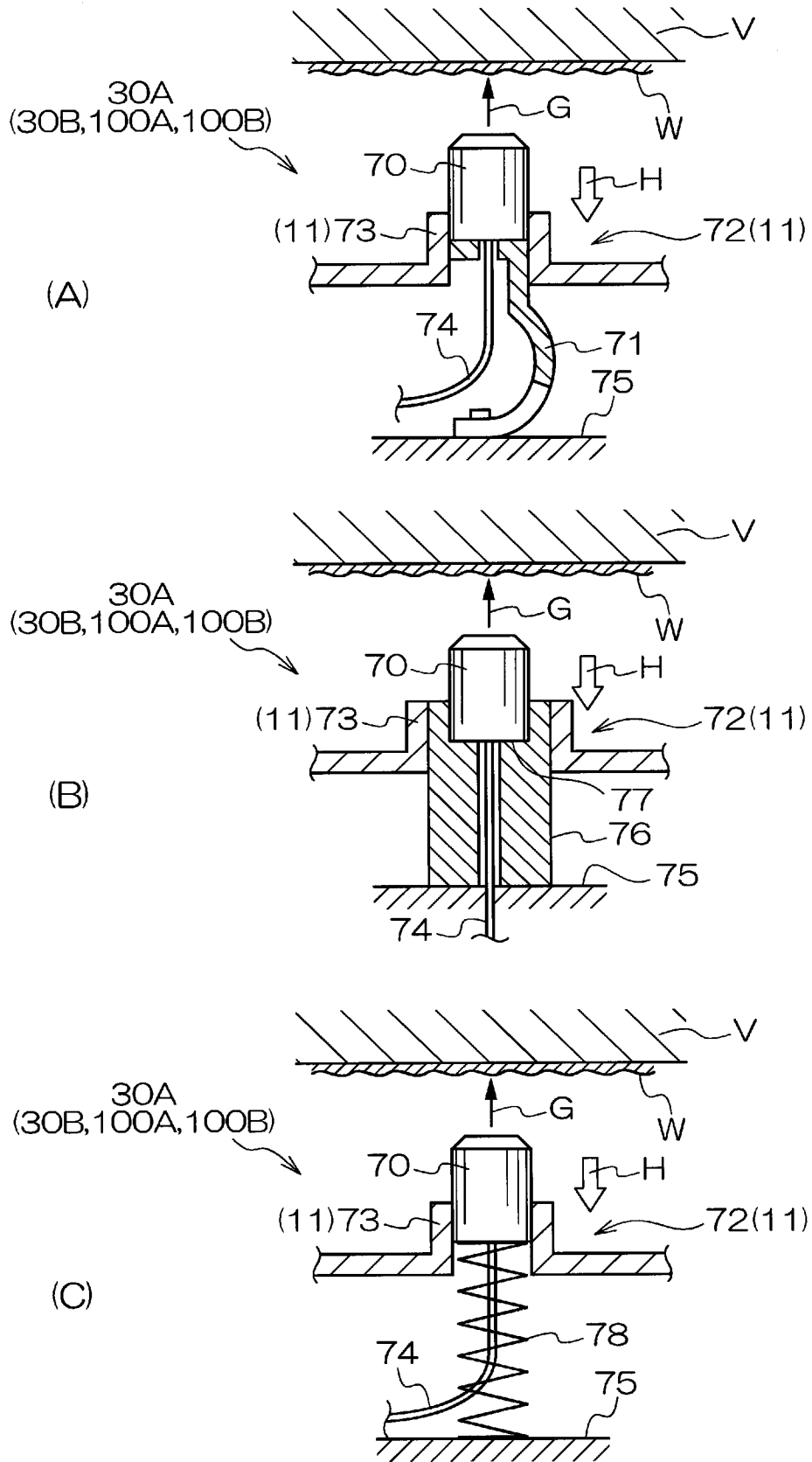


图 4

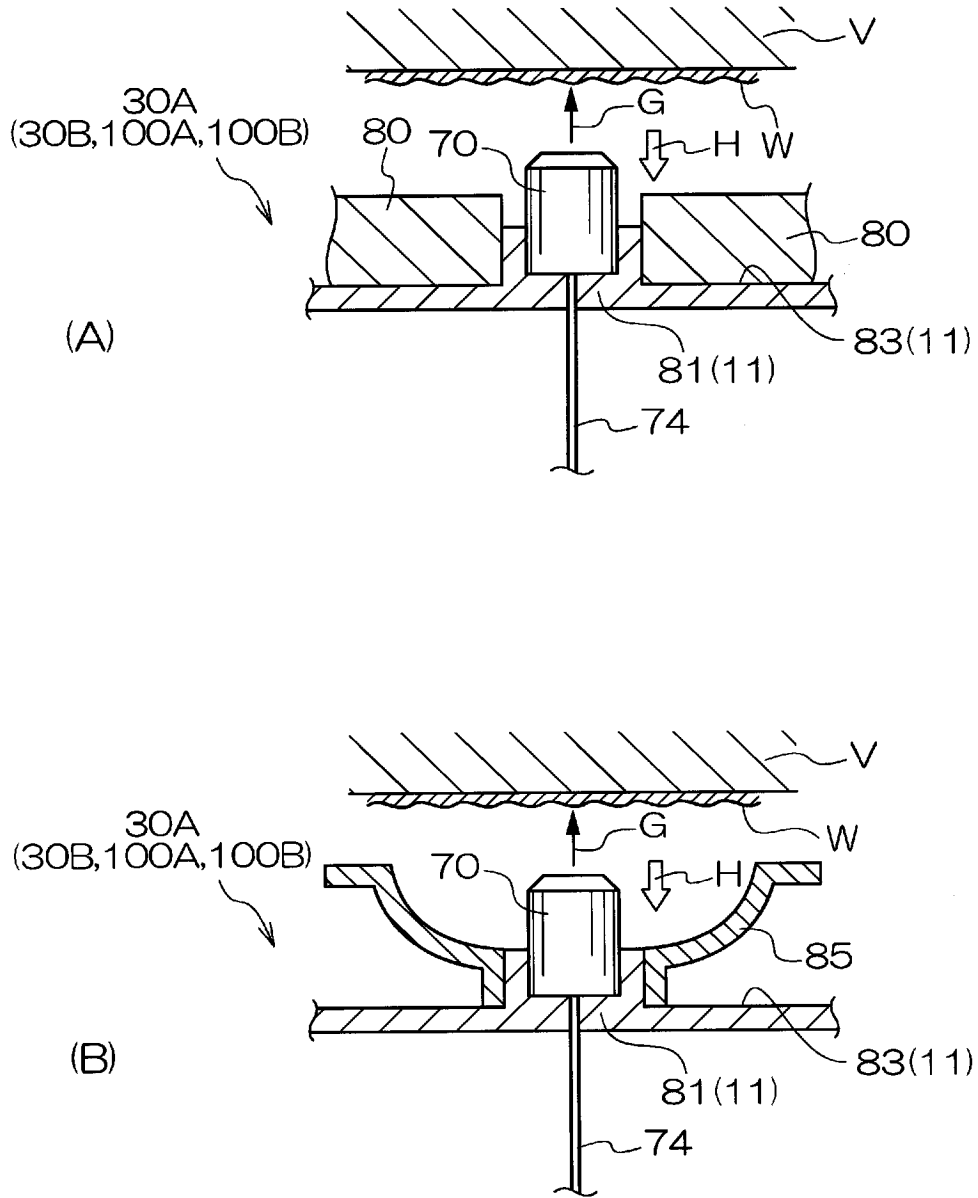


图 5

		水分量	
		低	正常
体温	正常	轻度脱水	健康
	高	重度脱水	脱水以外的疾病

图 6

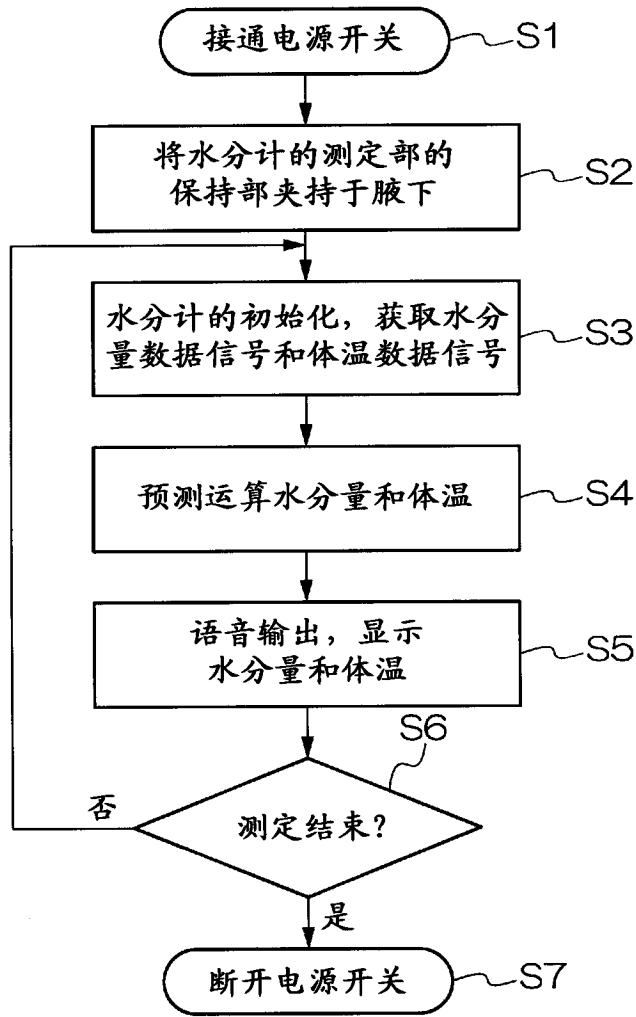


图 7

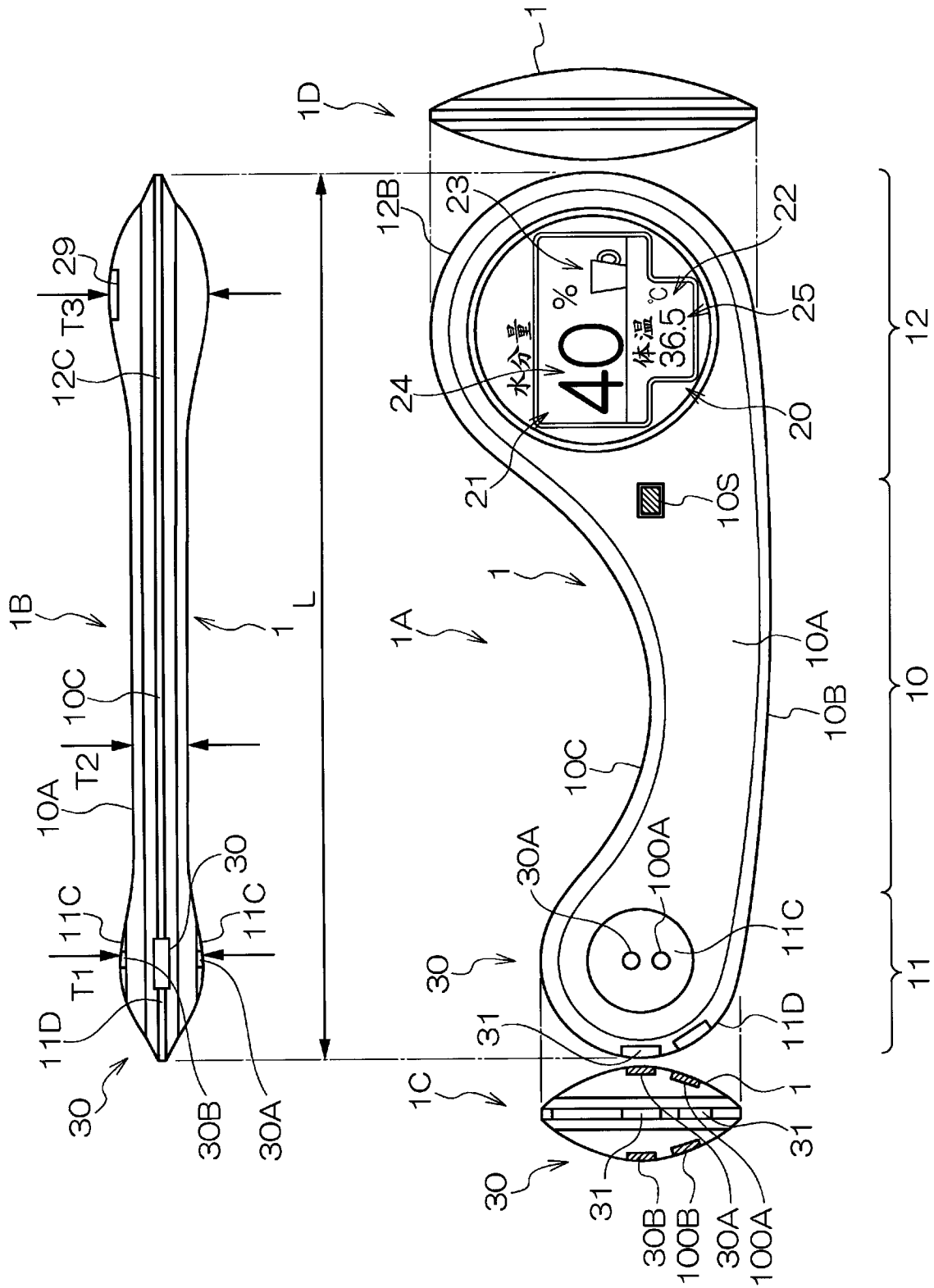


图 8

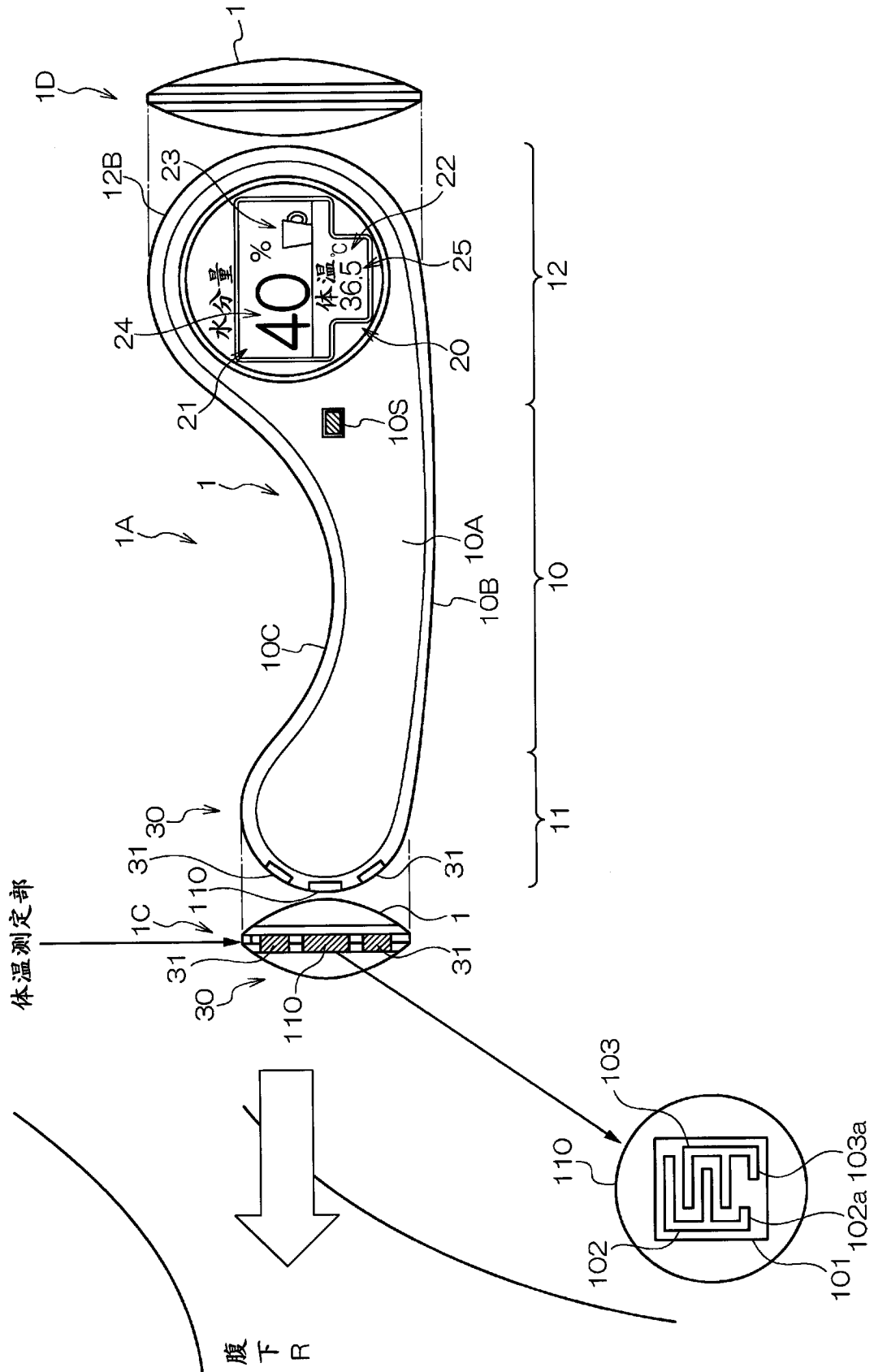


图 11

专利名称(译)	水分计		
公开(公告)号	CN103153179A	公开(公告)日	2013-06-12
申请号	CN201180047586.1	申请日	2011-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
[标]发明人	小山美雪 吉野敬亮		
发明人	小山美雪 吉野敬亮		
IPC分类号	A61B5/05 A61B5/00 A61B5/0408 A61B5/0478		
CPC分类号	A61B5/0531 A61B5/0537 A61B5/4875 A61B5/6824 A61B2562/029		
代理人(译)	杨宏军 王大方		
优先权	2010219964 2010-09-29 JP		
其他公开文献	CN103153179B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供能简单地测定被检者的水分量、作为被检者用于进行适当的水分调节的支援机构有效的水分计。用于测定被检者的水分的水分计(1)具有水分测定部(30)，该水分测定部(30)被保持于上述被检者(M)的腋下(R)，具有用于与腋下(R)的皮肤面接触的测定电流供给用的电极部(30A、30B)和电位测定用的电极部(100A、100B)来测定被检者(M)的水分量，该水分计(1)具有体温测定部(31)，该体温测定部(30)被保持于被检者(M)的腋下(R)，测定被检者(M)的体温。

