



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105246398 A

(43) 申请公布日 2016. 01. 13

(21) 申请号 201480029891. 1

(22) 申请日 2014. 05. 22

(30) 优先权数据

1354773 2013. 05. 27 FR

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 11. 24

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/FR2014/051203 2014. 05. 22

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/191662 FR 2014. 12. 04

(71) 申请人 SEB 公司

地址 法国埃库利

(72) 发明人 玛丽 - 瓦莱丽 · 莫雷诺

弗兰克 · 曼迪卡 莫尼克 · 帕格

米歇尔 · 萨拉赞

(74) 专利代理机构 北京万慧达知识产权代理有限公司 11111

代理人 李强 白华胜

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

A61B 5/053(2006. 01)

A61H 7/00(2006. 01)

A61H 15/00(2006. 01)

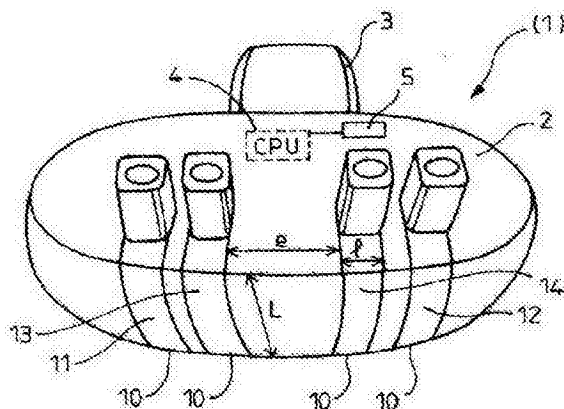
权利要求书3页 说明书10页 附图7页

(54) 发明名称

用于计算皮肤表面区域的参数的计算设备

(57) 摘要

本发明涉及一种用于测量和分析至少一个表示皮肤表面区域的脂肪的参数独立便携设备 (1), 所述独立便携设备包括: 至少一个探测器 (10), 其包括用于与皮肤表面区域接触的至少两对电极, 所述至少两对电极限定第一对注入电极 (11, 12) 和用于测量对注入的反应的第二对接收电极 (13, 14); 能量源 (5), 其用于在所述第一对注入电极 (11, 12) 处产生可变电信号, 所述可变电信号具有包含在区间 $[60 \mu A; 4000 \mu A]$ 内的电流 i , 并且具有在区间 $[1 kHz; 1000 kHz]$ 内的频率; 数据处理和控制单元 (CPU), 其用于确定与所述区域的生物阻抗 (Z) 相关的元素以及表示所述皮肤表面区域的蜂窝组织的所述至少一个参数。



1. 一种用于测量和分析至少一个表示皮肤表面区域的脂肪的参数的独立便携设备(1), 所述独立便携设备包括:

- 至少一个探测器 (10), 其包括用于与皮肤表面区域接触的至少两对电极, 所述至少两对电极限定第一对注入电极 (11, 12) 和用于测量对注入的反应的第二对接收电极 (13, 14),

- 能量源 (5), 其用于在所述第一对注入电极 (11, 12) 处产生可变电信号, 所述可变电信号具有包含在区间 $[60 \mu A; 4000 \mu A]$ 内的可变电流 i 并且具有包含在区间 $[1kHz; 1000kHz]$ 内的频率,

- 数据处理和控制单元 (CPU), 其用于确定与所述区域的生物阻抗 (Z) 相关的元素以及表示所述皮肤表面区域的脂肪的所述至少一个参数。

2. 根据权利要求 1 所述的设备, 其特征在于, 具有电流 i 的所述可变电信号是根据时间而变化的正弦交流信号。

3. 根据权利要求 1 所述的设备, 其特征在于, 具有电流 i 的所述可变电信号是根据时间而变化的例如正方形信号的矩形信号。

4. 根据上述权利要求中任一项所述的设备, 其特征在于, 所述参数是皮下脂肪, 并且所述数据处理和控制单元 (CPU) 允许确定皮下脂肪的量, 所述皮下脂肪的量等于或成正比于:

$$A * ((R_{et} + R_{inft}) / 2) - B$$

其中 R_{et} 是具有零频率的推断电阻,

R_{inft} 是具有无限频率的推断电阻,

并且 A 和 B 是常数。

5. 根据上述权利要求中任一项所述的设备, 其特征在于, 所述参数是蜂窝组织, 并且所述数据处理和控制单元 (CPU) 允许确定所述蜂窝组织的厚度, 所述蜂窝组织的厚度等于或成正比于:

$$\ln(R_{inft}/C)/D$$

其中 R_{inft} 是具有无限频率的推断电阻, 并且其中 C 和 D 是常数。

6. 根据上述权利要求中任一项所述的设备, 其特征在于, 所述数据处理和控制单元 (CPU) 允许确定表示所述蜂窝组织的参数的特征, 所述特征包括在表示所述蜂窝组织的进展状态的 0 和 n 之间的刻度上的自然整数。

7. 根据上述权利要求中任一项所述的设备, 其特征在于, 所述数据处理和控制单元 (CPU) 允许确定表示所述蜂窝组织的参数的特征, 所述特征包括对于所述皮肤区域的单位长度而言的皮下接合区的长度, 或者包括对于所述皮肤区域的单位面积而言的皮下接合区的面积。

8. 根据上述权利要求中任一项所述的设备, 其特征在于, 所述数据处理和控制单元 (CPU) 允许确定表示所述蜂窝组织的参数的特征, 所述特征是所述皮肤区域的表面的粗糙度。

9. 根据上述权利要求中任一项所述的设备, 其特征在于, 所述数据处理和控制单元 (CPU) 允许确定表示所述蜂窝组织的参数的特征, 所述特征, 所述特征包括在所述皮肤区域的单位体积中脂肪和水的组成比例。

10. 根据上述权利要求中任一项所述的设备,其特征在于,所述电极(11, 12, 13, 14, 15) 在所述设备的壳体的外部突出。

11. 根据上述权利要求中任一项所述的设备,其特征在于,所述电极(11, 12, 13, 14, 15) 的材料是在由以下材料所构成的组中所选择的金属:不锈钢、锡锡氧化物、氮化钛、金、碳。

12. 根据上述权利要求中任一项所述的设备,其特征在于,所述探测器的电极(11, 12, 13, 14, 15) 各自具有与皮肤接触的介于 50mm^2 和 20cm^2 之间的接触面积值。

13. 根据上述权利要求中任一项所述的设备,其特征在于,所述探测器(10) 包括两对电极(11, 12, 13, 14, 15),所述两对电极各自具有与皮肤表面接触的具有方形或矩形形状的接触表面。

14. 根据权利要求 1 至 11 中任一项所述的设备,其特征在于,所述探测器(10) 包括一排电极或交叉的至少两排电极或者多电极矩阵。

15. 根据上一权利要求所述的设备,其特征在于,所述电极具有尖端的形状。

16. 根据上两个权利要求中任一项所述的设备,其特征在于,每个电极具有与皮肤接触的表面,所述表面具有圆盘的形状,所述圆盘的直径介于 0.5mm 和 1.5mm 之间。

17. 根据上述权利要求中任一项所述的设备,其特征在于,所述探测器(10) 的至少一个电极(11, 12, 13, 14, 15) 是可拆卸的。

18. 根据上述权利要求中任一项所述的设备,其特征在于,在所述接收电极(11, 12, 13, 14, 15) 之间的间隔值在区间 [6mm ;30mm] 内。

19. 根据上述权利要求中任一项所述的设备,其特征在于,所述电极被浮动地安装且 / 或所述电极(11, 12, 13, 14, 15) 的支撑部是挠性的。

20. 根据上述权利要求中任一项所述的设备,其特征在于,所述设备包括调节机构,所述调节机构用于调节所述探测器的电极(11, 12, 13, 14, 15) 之间的间隔。

21. 根据上述权利要求中任一项所述的设备,其特征在于,至少一个电极(11, 12, 13, 14, 15) 可收起在所述壳体(2) 中,以便至少具有在所述壳体之外的一个测量位置和在所述壳体的内部的一个闲置位置。

22. 根据上述权利要求中任一项所述的设备,其特征在于,所述探测器(10) 可收起在所述壳体中。

23. 根据上述权利要求中任一项所述的设备,其特征在于,所述设备包括用于皮肤表面的压力检测机构(20) 以及用于当所检测到的压力超过预定阈值时准许测量的机构(4)。

24. 根据上述权利要求中任一项所述的设备,其特征在于,所述设备包括在皮肤表面上移动速度的速度检测机构(21) 以及当所检测到的速度在预定的区间内时用于准许测量的机构。

25. 一种皮肤处理装置(50),所述皮肤处理装置具有壳体(51),所述皮肤处理装置包括:

- 皮肤处理部件(52, 53, 54, 55, 56),
- 用于处理和控制所述处理部件(52, 53, 54, 55, 56) 的处理和控制单元(4),
- 根据上述权利要求中任一项所述的用于测量和分析皮肤表面的测量和分析设备(1),

–使用由所述测量和分析设备(1)所测量和/或所计算的表示脂肪的至少一个参数,所述处理和控制单元(4)能够自动控制所述皮肤处理部件(52, 53, 54, 55, 56)。

26. 根据上一权利要求所述的皮肤处理装置(50),所述皮肤处理装置包括作为处理部件(52, 53, 54, 55, 56)的两个滚轮(52, 53)和/或吸入室(54),所述两个滚轮具有平行的各自的纵向轴线(L52, L53),其特征在于,所述电极对(11, 13 ;12, 14, 15)中的至少一对电极与所述处理部件(52, 53)的至少一部分相邻。

27. 根据上两个权利要求中任一项所述的皮肤处理装置,其特征在于,所述皮肤处理装置包括界面(7)以及处理和控制单元(4),所述处理和控制单元存储每一循环的测量值和计算结果,并且根据对这些测量值和结果的分析而在所述界面(7)上显示在以下参数之中的至少一个设备工作参数的调节建议:

- 吸入率,
- 滚轮(x)的电动旋转驱动,
- 滚轮(x)的旋转方向和/或速度,
- 循环持续时间,
- 不同循环之间所述装置的工作参数的变化,
- 循环之间的间隔。

用于计算皮肤表面区域的参数的计算设备

技术领域

[0001] 本发明涉及使用基于阻抗计原理的测量来计算生命体的皮肤表面的物理化学参数的技术领域,该参数尤其是涉及例如蜂窝组织的脂肪的存在的参数。

背景技术

[0002] 阻抗计测量法基于生物组织的电阻抗的测量:组织对抗弱电流的通过。已知设备基于一原理,该原理在于通过以非侵袭的方式施加在个体的身体上的电极对来施加微安范围和低频率的弱交流电 i ,如图 1 所示例如有两对或四对电极。在电极之间显现的电势差 V 允许计算身体的一部分的阻抗 Z ,这类似于细胞在电解溶液中的悬浮。考虑到所使用的电流的频率 f_c 、抵抗电流通过水和通过细胞内外的电解液的电阻,身体的一部分的阻抗 Z 的确定通过身体的一部分的电模型来执行。所述电解液的电阻在例如 Fricke 模型的模型上分别以 R_I 和 R_E 表示。电生物阻抗的计算还要考虑身体的一部分的细胞膜的电抗 X_{fc} ,该电抗的作用是引起在所施加的电流和所测量的电压之间的相位差 Φ 。参照图 2, R_1 、 R_2 、 C_1 和 C_2 分别表示电极接触的电阻和电容,以下是连接这些因素的公式:

$$[0003] \quad Z^2 = R^2 + X^2$$

[0004]

$$X = |Z| \sin \phi$$

[0005]

$$R = |Z| \cos \phi$$

[0006] 根据所考虑的组织 and 所研究的测量,电流强度、频率的参数选择很重要。根据所施加的微安量值的电流和其频率,测量可给予细胞外或细胞内的征象,电流穿过或不穿过有机体的细胞。测量还在几毫米到几厘米的深度上进行,而不会被更深的层干扰。

[0007] 另外,对于皮肤表面或皮肤,已知多个生理或代谢参数,其中包括脂肪尤其是蜂窝组织或皮下脂肪或者尤其是表皮脂肪的参数,表皮脂肪通过皮肤中脂肪甚至是水的存在而表现,主要地是人的大腿和臀部的皮肤。蜂窝组织是脂肪在深度上的第一层(其深度约为 1cm)并且形成皮下脂肪组织,其视觉上给予皮肤“橘皮”的外观。位于皮肤层中的蜂窝组织不是位于皮肤和肌肉之间的肥胖脂肪。蜂窝组织作为皮下组织的阴性功能是已知的。皮下组织驱动脂肪细胞的隆起,然后在更高的阶段中驱动皮肤表面可见的机械变型。蜂窝组织在皮下接合区产生脂肪突起,这给予皮肤难看的凸起。蜂窝组织通常伴随着组织中的水滞留。显然需要例如蜂窝组织的皮肤表面的参数的精确且简单的测量,以便可作出计划,甚至监控个人的蜂窝组织的短暂变化。测量尤其例如通过生物阻抗的测量而进行

[0008] 因此,已知细胞处理设备,例如滚轮按摩器或者吸入按摩器又或者被称为触滚设备(*appareils de palpé roulé*)的滚轮吸入按摩器。触滚设备是一种按摩设备,该按摩设备包括低压室,低压室用于通过可被驱动电动旋转和/或制动的按摩滚轮来造成相邻的例如从每侧围绕的皮肤的吸入。这种设备的工作和结果通常需要人处理,并且如果按摩力度太大可导致些许淤青。

[0009] 已知这种具有调节机构的设备,调节机构调节例如吸入率的按摩力度,而使用者在一循环之前或之中将自己编制一个或多个参数。

[0010] 例如从 W02007051896 已知一种称为“触滚”的按摩设备,该按摩设备包括与皮肤按摩头连接的基部,皮肤按摩头包括用于造成皮肤吸入的低压室,低压室的每一侧都由按摩滚轮围绕。该设备包括用于测量皮肤的一个或多个参数的传感器和用于自动将吸入率调整到在测量的基础上所需要的值的机构。这涉及到不同的传感器,例如用于测量皮肤组成的传感器,例如测量流体的含量,有利地测量脂肪的含量。两个传感器可被使用用于测量流体的含量和脂肪的含量。传感器可与按摩设备集成在一起或者分开。调节基于皮肤的多个参数,如对组织的阻抗、电容、电阻、电抗和电感又或者力度、弹性、挠性和 / 或组成的测量。因此实现阻抗谱。在任何情况下,吸入率随后被调节,以及其他的能量源。

[0011] 显然需要根据待达到的结果和 / 或根据使用者来更好地控制皮肤处理设备,或者需要建议例如对蜂窝组织的调整和皮肤处理循环系列。

发明内容

[0012] 本发明的目的是提供一种独立设备,所述独立设备能够局部测量所述皮肤表面的参数,尤其例如脂肪,例如腹部或大腿处的皮下脂肪,又例如蜂窝组织。该测量设备涉及其局部的测量的使用或者随着时间重复和间隔的测量的使用。这些测量用于建立参数结果,甚至在本发明的第二个方面用于提供一种皮肤的特殊处理或者用于自动操控一种例如蜂窝组织处理设备的皮肤处理设备。

[0013] 本发明的第一部分涉及一种用于测量和分析的独立便携设备,所述独立便携设备用于测量和分析表示皮肤表面区域的例如皮下脂肪或蜂窝组织的脂肪的至少一个参数,而本发明的第二部分涉及所述用于测量和分析的独立便携设备上装载地集成的一种皮肤处理装置。蜂窝组织的表示可通过蜂窝组织的层级或阶段而实现。

[0014] 因此,本发明的第一部分涉及一种用于测量和分析至少一个表示皮肤表面区域的脂肪的参数的独立便携设备,所述独立便携设备包括:至少一个探测器,所述至少一个探测器包括用于与皮肤表面区域接触的至少两对电极,所述至少两对电极限定第一对注入电极和用于测量对注入的的第二对接收电极;用于在所述第一对注入电极处产生可变电信号的能量源,所述可变电信号具有包含在区间 $[60 \mu A; 4000 \mu A]$ 内的电流 i ,并且具有包含在区间 $[1Hz; 1000kHz]$ 内的例如在子区间 $[1kHz; 1000kHz]$ 内的频率;数据处理和控制单元 (CPU),其用于确定与所述区域的生物阻抗相关的元素以及表示所述皮肤表面区域的脂肪的所述至少一个参数。脂肪可为蜂窝组织,该蜂窝组织是皮下脂肪或皮肤下脂肪。

[0015] 电流值的区间是 $[60 \mu A; 4000 \mu A]$,更具体地是 $[77 \mu A; 3800 \mu A]$,甚至更确切地是 $[600 \mu A; 800 \mu A]$ 。工作电流尤其为 $800 \mu A$ 。频率值的区间是 $[1Hz; 1000kHz]$,更具体地是 $[1kHz; 1000kHz]$,甚至是 $[5kHz; 350kHz]$ 。工作频率尤其是 $50kHz$ 。可变交流电流可为根据时间而变化的正弦信号电流,或者为根据时间变化的例如正方形信号电流的矩形信号电流。测量根据多个频率而实现。当涉及方形的信号电流时,可使用在申请人的专利 FR2775581 中所描述的电流。

[0016] 例如,使用方形信号交流电流,假定可行的是特征电阻 R_c 等于 $50kHz$ 的电阻,即皮下脂肪的公式的常用电阻。然而,特征电阻 R_c 对应于图 7 所示的阻抗圈的方向变化的电

阻。因此,与 R50kHz 对应的该 Rc 的实数部分(在横坐标轴线上)的投影简单地是具有由方形信号提供的零和无限频率的推断电阻(résistances d'extrapolation)的平均值,即 $(R_{et} + R_{inf})/2$ 。对正弦信号也是这样,或者 R_{et} 和 R_{inf} 是尤其根据 Cole-Cole 模型推断的电阻。

[0017] 因此提供以下公式,以便使用例如方形的矩形信号交流电流或者使用正弦信号交流电流来定量由数据处理和控制单元(CPU)确定的皮下脂肪,皮下脂肪的量等于或正比于:

$$[0018] \quad A * ((R_{et} + R_{inf}) / 2) - B$$

[0019] 其中, R_{et} 是具有零频率的推断电阻,

[0020] R_{inf} 是具有无限频率的推断电阻,

[0021] 其中 A 和 B 是常数,

[0022] A 属于 $[0.5; 1.5]$, 优选地 $A = 0.9$; B 属于 $[5; 15]$, 优选地 $B = 10$ 。

[0023] 对于蜂窝组织或皮下脂肪,由此可见使用重复使用的界面的干压力局部测量允许涉及蜂窝组织的厚度,并且提供以下公式,其中由数据处理和控制单元(CPU)确定的蜂窝组织的厚度等于或正比于:

$$[0024] \quad \ln(R_{inf}/C)/D$$

[0025] 其中 R_{inf} 是具有无限频率的推断电阻,并且其中 C 和 D 是常数, $\ln$ = 自然对数; C 属于 $[15; 35]$, 优选地 $C = 25$; D 属于 $[0.01; 0.03]$, 优选地 $D = 0.02$ 。结果可根据蜂窝组织的厚度等级阶段而在颜色梯度类型的定性单元中被说明。结构可在定量单元中被说明,例如此处通过毫米。

[0026] 意外观察到蜂窝组织实际上与推断电阻有联系,在 77 至 800 毫安的范围下的电流下,推断电阻具有 Z 的实数部分的无限频率 R_{inf} 。这基于由 R_{inf} 所示的蜂窝组织是包括脂肪细胞和水的组织的概念。

[0027] 这些公式通过外推并且通过在多个个体上的测试和有效而建立。

[0028] 可评估皮下脂肪组织的体积或厚度,因为具有线性皮下脂肪组织的厚度和量。

[0029] 由于传感器的测量表面,事实上能够获得皮下脂肪组织的每 cm^2 的数量。

[0030] 电极的接触是非侵袭的。“独立”又或者“自主”指的是一种能够独自测量和计算皮肤的参数的装置,不需要借助其他的有线或无线连接的设备。独立设备装载电极,因此不需要将电极固定在皮肤上。被测量的皮肤可为身体的下部的皮肤,例如大腿、臀部、肚子的皮肤,甚至也可以为身体的上部的皮肤,例如脸部的皮肤。测量是局部的。

[0031] 根据本发明的一具体方面,涉及皮肤中的脂肪的所考虑的参数中的一个参数是蜂窝组织,又被称为皮下脂肪,其表示皮肤下面脂肪堆积物。其科学名称是 PEFS,“蜂窝组织水肿纤维硬化”(panniculopathie oedémato-fibro-sclérotique),其与蜂窝组织的不同进展状态相对应。这些脂肪细胞的尺寸的增加或者在组织中的水的过度渗透是皮下组织(位于表皮之下)的厚度增加的原因,该增加由更通常地被称为蜂窝组织的脂肪系统的变化所示。

[0032] 蜂窝组织现在能以多种方式表示其特征,因为不存在规范公认的参数。例如,可通过蜂窝组织的体积和厚度、通过给定的皮下脂肪组织标记、通过蜂窝组织的凹凸不平的可见外观、通过皮下接合区的面积、通过脂肪组成的比例图、通过所述参数的组合等来表示蜂

窝组织的进展的特征。

[0033] 根据本发明的一具体方面,所述数据处理和控制单元(CPU)允许确定表示蜂窝组织的参数的特征,所述特征包括在表示蜂窝组织的进展状态的 0 和 n 之间刻度上的自然整数。刻度根据蜂窝组织在 0 和 n 之间的进展状态而按照升序建立,在示例中给出 10 的刻度。可称刻度上的状态为“皮下脂肪组织标记”。其使用所涉及层的生物阻抗的测量来计算。

[0034] 根据本发明的一具体方面,数据处理和控制单元(CPU)允许确定表示蜂窝组织的参数的特征,所述特征包括对于所述皮肤区域的单位长度而言的皮下接合区的长度,或者包括对于所述皮肤区域的单位面积而言的皮下接合区的面积。皮下接合区或者 JED 是在皮肤区域的真皮和表皮之间的接合区,此处表示蜂窝组织的其凸起通过所涉及的层的生物阻抗的测量被特征化。

[0035] 根据本发明的一具体方面,所述数据处理和控制单元(CPU)允许确定表示所述蜂窝组织的参数的特征,所述特征是所述皮肤区域的表面的粗糙度。此处涉及给予皮肤区域凸起的表象。

[0036] 根据本发明的一具体方面,所述数据处理和控制单元(CPU)允许确定表示所述蜂窝组织的参数的特征,所述特征包括所在皮肤区域的单位体积中脂肪和水的组成比例。事实上,可考虑蜂窝组织不仅涉及在皮肤表面下的脂肪堆积物,还涉及在皮肤表面中的水滞留。

[0037] 根据本发明的一具体方面,所述电极在所述设备的壳体的外部突出。该突出状态至少在设备工作时被提供,并且该突出状态允许电极有效地接触皮肤,以便仅电极接触皮肤,而设备的壳体不接触皮肤。如果工作中的设备沿着皮肤表面接触地移动,这会更有效。电极突出壳体至少 0.5mm,甚至突出至少 50mm。

[0038] 根据本发明的一具体方面,所述电极的材料是在由以下材料所构成的组中所选择的金属:不锈钢、钢锡氧化物(ITO = 掺杂锡的锡氧化物)、氮化钛(钛氮化合物(titanium nitride)或者 TiN)、金、碳。这些金属具有良好的电传导性,甚至有时具有良好的光学透明度(ITO)。

[0039] 根据本发明的一具体方面,所述探测器的电极各自具有与皮肤接触的介于 50mm^2 和 20cm^2 之间的接触面积值。替代地,如以下将提到地,电极可形成尖端,该尖端形成冲头且具有的介于 0.1mm 和 1.5mm 之间的直径,例如具有介于 0.5mm 和 1.5mm 之间的直径。

[0040] 根据本发明的一具体方式,所述探测器包括两对电极,所述两对电极各自具有与皮肤表面接触的具有方形或矩形形状的接触表面。当要测量脂肪时,这些形状具有最好的注入值。对于待探查区域的整体采集来说,可用四极方式。在该方式中,电极对是方形的或矩形的。

[0041] 根据本发明的一具体方式,作为上述特征的替代,所述探测器包括一排电极或交叉的至少两排电极或者多电极矩阵。这些电极可具有尖端的形状。

[0042] 在矩阵的情况中,称该探测器为“生物芯片”。电极具有尖端的形状。这些尖端是非侵袭的并且具有约几毫米的长度。尖端具有与皮肤接触的圆盘形状的接触表面,并且圆盘的直径大致介于 0.5mm 和 1.5mm 之间。

[0043] 根据本发明的一具体方面,所述探测器的至少一个电极是可拆卸的。这允许容易地对电极进行清洁以便再次使用。这可允许通过新的电极来将电极替换,以便增加设备的

使用寿命,新的电极可相同或不同以便调节想要的测量。

[0044] 根据本发明的一具体方面,在所述电极之间的间隔值在区间 [6mm ;30mm] 内。电极之间的间隔,尤其是注入电极之间的间隔对于调整皮肤区域的分析的深度很重要。注入电极优选地在接收电极的内部。

[0045] 根据本发明的一具体方面,所述电极被浮动地安装且 / 或所述电极的支撑部是挠性的。在这两种情况中,这允许最优化与皮肤区域的表面的接触,尤其当皮肤区域的表面具有明显曲线时。这允许控制接触的压力,这尤其被推荐用于在设备通过期间当设备沿着皮肤表面活动地被使用时。根据本发明的一具体方面,所述设备包括调节机构,所述调节机构用于调节在所述探测器的电极之间的间隔。间隔在至少两个注入电极之间可调节。

[0046] 根据本发明的一具体方面,至少一个电极可收起在所述壳体中,以便至少具有在所述壳体之外的一个测量位置和在所述壳体的内部的一个闲置位置。一个或多个电极可手动或自动地收起,以便允许最优化的设备的存放、允许设备在不工作时的存储或移动中对电极的保护。这可允许仅使用一部分电极并且还允许调节突出的“有效”电极之间的间距。电极可每对连带地收起,收起可在测量之前或之后甚至在测量循环 (séance) 期间被允许。如果该设备集成在皮肤处理装置上,如后面将提到的,这允许电极仅在处理循环的一部分中可操作,例如仅在处理的开始或仅在处理开始之前可操作。

[0047] 在一个允许通过具有多个电极的探测器来进行多个测量的替代实施方式中,考虑例如沿着同一条线 (1D) 而布置的多对电极或者呈矩阵 (2D) 布置的多对电极,并且多对电极包括开关,开关允许形成注入电极对和 / 或接收电极对的不同布置,而不需要某些电极收起。根据本发明的一具体方面,探测器可收起在所述壳体中。这获得与前面所述相同的优点并且获得在探测器的仅两个位置处的简单使用。

[0048] 根据本发明的一具体方面,所述设备包括用于皮肤表面的压力检测机构以及用于当所检测到的压力超过预定阈值时准许测量的机构。这允许使测量更有效且可靠。电链接 (la chaîne électrique) 是可重复且令人满意的 (双回路)。像动态使用一样,这可用于静态使用。

[0049] 根据本发明的一具体方面,所述设备包括在皮肤表面上移动速度的速度检测机构以及当所检测到的速度在预定的区间内时用于准许测量的机构。如果测量设备能够在沿着皮肤表面移动期间测量,这被使用。这需要保持尽可能恒定的速度,或者如果获得速度值是可能的,该速度的获得被用于在包括测量设备的按摩装置中控制。

[0050] 根据本发明的第二部分,描述了一种皮肤处理装置,该皮肤处理装置装载地集成有用于测量和分析的独立便携设备。

[0051] 该皮肤处理装置具有壳体,壳体包括皮肤处理部件、用于处理和控制所述处理部件的处理和控制单元 (CPU)、根据本发明的用于测量和分析皮肤表面的测量和分析设备,所述处理和控制单元 (CPU) 能够使用由测量和分析设备所测量和 / 或所计算的表示脂肪的至少一个参数来自动控制皮肤处理部件。这种装载可使用进行中的循环甚至其他的循环的测量和 / 或计算来允许在处理设备在皮肤处理模式起动之前调节处理设备,这种装载可允许使用进行中的循环甚至其他的循环的测量和 / 或计算来建立在处理期间的伺服回路。

[0052] 根据本发明的一具体方面,所述皮肤处理装置包括作为处理部件的两个滚轮和 / 或吸入室,所述两个滚轮具有平行的各自的纵向轴线,并且皮肤处理装置具有所述电极对

中的至少一对电极,所述至少一对电极与处理部件中的至少一部分相邻。“电极与处理部件的至少一部分相邻”指的是考虑到制造约束,在电极和处理部件的一部分之间的最小距离的存在尽可能最小。该距离可约为几毫米。

[0053] 根据本发明的一具体方面,所述皮肤处理装置包括界面以及处理和控制单元,所述处理和控制单元存储每一循环的测量值和计算结果,并且根据这些测量值和结果的分析而在所述界面上显示在以下参数之中的至少一个设备工作参数的调节建议:吸入率、滚轮(x)的电动旋转驱动、滚轮(x)的旋转方向和/或速度、循环持续时间、不同循环之间所述装置的工作参数的变化、循环之间的间隔。

附图说明

[0054] 另外,通过以下参照以非限定性方式示出根据本发明的设备的实施方式的附图所进行的详细的描述,将会了解本发明的各种其他特征。

[0055] - 图 1 示出基于四个电极的使用来测量生物阻抗的已知原理的视图;

[0056] - 图 2 示意性示出具有四个电极的已知的测量装置;

[0057] - 图 3 与图 9 分别是根据本发明的测量设备的第一实施方式的第一替代例和把手类型的第二替代例的示意立体图;图 7 是根据本发明的测量设备的第二实施方式的示意立体图;

[0058] - 图 4 是皮肤处理设备的示意立体图,其包括根据本发明的第一实施方式的测量设备;

[0059] - 图 5 是皮肤处理设备的示意立体图,其包括根据本发明的测量设备;

[0060] - 图 6 是具有三个电极组的探测器的具体实施方式的剖视示意图;

[0061] - 图 8 是具有横坐标电阻和纵坐标电抗的生物阻抗的示意性视图;

[0062] - 图 10 示出组织剖视图;

[0063] - 图 11 是根据本发明的测量设备的第三实施方式的立体图;

[0064] - 图 12 和 13 示出根据本发明的测量设备的第四实施方式的立体图和前视图,图 14 示出呈十字形的测量电极。

具体实施方式

[0065] 此处更加详细地描述本发明。对于图 3 和 7 所示的测量设备的两个实施方式,相同的元件所使用的标号是相同的。当测量设备被直接装载在包括如图 4 或 5 所示的皮肤处理设备的唯一的壳体中时,标号被采用。

[0066] 图 3, 7, 9, 11, 12, 13 和 14 示出用于测量和分析的独立便携设备 1, 该设备测量和分析表示皮肤表面区域的蜂窝组织的至少一个参数, 该设备包括至少一个探测器 10。探测器包括至少两对电极, 所述至少两对电极用于与皮肤表面区域接触并且限定第一对注入电极 (11, 12) 和用于测量可变或交流电流的注入的反應的第二对接收电极 (13, 14)。独立设备用于施加在皮肤上, 并且为了良好的工效性而在壳体 2 或 51 的上面包括手柄 3 类型的握持机构。替代地, 如图 9 所示, 设备可自身具有手柄的形状或者把手的形状。该把手或者手柄可在大致管状的手持位置处伸缩, 以便允许调节在每对电极之间的整体距离。该把手或手柄可为挠性的, 手柄的一个或多个头部可安装在球窝节上; 手柄或者把手的曲线取决于且

适合于人体的形态（瘦的、肌肉发达的、肥胖的）。手柄或把手允许测量蜂窝组织，和 / 或平行脂肪和 / 或脂瘤脂肪。设备可在皮肤上静态地工作或者通过沿着皮肤的移动而动态地工作。

[0067] 设备的能量源可被装载，例如光电池、蓄电池，或者设备可通过如图 5 所示的供电线 6 连接电网。能量源允许在第一对注入电极（11, 12）处产生包含在区间 $[60 \mu A ; 4000 \mu A]$ 内的电流可变电信号 i ，其频率包含在区间 $[1Hz ; 1000kHz]$ 内，且在具体例子中该频率包含在 $[1kHz ; 1000kHz]$ 之间。数据处理和控制单元（CPU）允许确定与所述区域的生物阻抗（Z）相关的元素和表示皮肤表面区域的蜂窝组织的所述至少一个参数。由标号 4 确定的处理和单元 CPU（控制处理单元）覆盖使用所进行的测量来计算和处理数据的数据计算和处理单元，以及存储单元，该存储单元存储测量值和结果以及涉及装载有根据本发明的测量设备的皮肤处理设备的任何其他数据，所述任何其他数据例如是通过界面所提供的与工作相关的数据。

[0068] 蜂窝组织的特征现在未被国际化规范。发明人因此确定该结果的特征，所述特征可被使用者看到、理解并且可示出进展变化。尤其通过提到的皮肤区域的生物阻抗的测量来计算特征。

[0069] 在第一示例中，蜂窝组织的参数的特征包括在 0 和 n 之间的刻度上的自然整数，所述自然整数表示蜂窝组织的进展状态。此处刻度被确定为例如从 0 至 10，但是可在例如 0 至 5 的下区间中，或者在更大的区间中。脂肪组织标记是使用者可立即理解的并且其可随着时间变化。没有蜂窝组织的特征此处必然为 0。

[0070] 在第二和第三示例中，不同地涉及到给予不同的两个区域的凸起的显示。在第二示例中，蜂窝组织参数的特征包括对于皮肤区域的单位长度甚至表面而言的皮下接合区的长度甚至面积。没有蜂窝组织的特征此处为 1，如果较少的蜂窝组织被测量到，那么接合区更加平坦。这涉及到剖面内部凸起。在第三示例中，蜂窝组织参数的特征是皮肤区域的表面的粗糙度。这涉及到外部凸起。

[0071] 在第四示例中，蜂窝组织参数的特征包括在皮肤区域的单位体积中脂肪和水的组成比例。

[0072] 如图 3, 4 和 5 所示，电极 11, 12, 13, 14, 15 在设备 1 或 50 的壳体 2 或 51 的外部突出。标号 15 也涉及根据探测器的不同的实施方式所阐述的且如图 7, 11 所示的标号 15', 15'', 15' a, 15' b, 15' c, 15'' c。

[0073] 电极 11, 12, 13, 14, 15 的材料是在由以下材料所构成的组中所选择的金属：单独的或相结合的不锈钢、钢锡氧化物、氮化钛、金、碳。对于本发明的第二实施方式，如图 7 所示的探测器 10 被称为生物芯片，并且电极是氮化钛。

[0074] 在探测器的第一实施方式中，探测器包括两对电极 11, 12, 13, 14, 15，两对电极各自具有与皮肤接触的介于 $50mm^2$ 和 $20cm^2$ 之间的接触面积值。理想地，与皮肤表面接触的表面具有方形或矩形的形状。更具体地，如所示地，四个矩形的长度 L 可介于 10 和 50mm 之间，并且其宽度介于 5 和 40mm 之间。可具有多对该类型的电极，以便在更大的皮肤表面上进行测量。

[0075] 在探测器 10 的第二实施方式中，探测器包括点状的多电极矩阵。该类型的探测器例如被称为三级模式的生物芯片，用于获得确切的点处的特征，并且因此用于进行所研究

区域的制图。探测器可为规则的矩阵,如图 7 所示,其中电极 15 成对地工作:彼此相对的注入电极对 15' 与彼此面对的接收电极对在相同的排列上工作。在同一条线 115 上进行测量,但是通过该模式,测量可交叉。每对电极根据所需要的测量而被不同地使用,并且结果可有利地被组合。对于间距的例子,在接收电极之间设置为 8mm,以便在皮肤上达到 4mm 的深度,发明人在多次试验期间观察到,该皮肤下的深度通常在真皮之后在蜂窝组织的开始区域处。可从 150ms 开始的单频率的测量持续时间和多频率的测量持续时间与采集算法相补充,先验地可直至 30s。生物芯片电极可单独地被操纵。无论何种电极,测量在深度上在约 1cm 上进行,对于生物芯片是在从 0.1mm 到 30mm 的深度上,对于传统电极是在从 2 到 30mm 尤其是在 6mm 和 30mm 之间的深度上。当涉及到生物芯片时可具有 4 至 64 个甚至更多的电极。电极例如形成 9*8 矩阵,其包括 64 个记录电极、4 个参考电极、4 个接地电极,电极之间的间距从 400 微米到 700 微米,电极的直径约 100 微米。基部的材料可为挠性聚酰亚胺薄片。已知例如 Multi Channel Systems 公司销售的名叫 FlexMEA72 的生物芯片。

[0076] 替代地,探测器可包括多于四个电极,如图 6 所示,包括六个电极。当电势在两个电极 (15' a 和 15' b) 之间建立时,场线 1c 沿着较小电阻的区域而分布。如前所述,能量源可具有方形或正弦信号。

[0077] 与肌肉组织相比,脂肪组织电阻很大。如图 10 所示,脂肪层包括多种脂肪:从皮肤开始,第一层是皮下脂肪或蜂窝组织,然后第二层是平行脂肪,最后第三层是脂瘤脂肪;第二层和第三层形成皮肤下脂肪层。当脂肪层很大时,并且电极 (15' a 和 15' b) 很远时,电流倾向于通过肌肉层,且所穿过的组织部分对表层没有意义。相反地,如果电极非常近,可建立浅表电流,浅表电流对深层没有意义。为了仅测量蜂窝组织层或者仅测量皮肤下脂肪层,对于很大的人群尽可能安全地确定电流以及频率以及电极之间的间隔是尤其困难的。

[0078] 因此,为了估算电场线的分布并找到测量所涉及的生物组织的体积,将电极放置在皮肤的表面上的方法被合理地建立。多对电极 15' a 和 15'' a; 15'' b 和 15' b; 15'' c 和 15' c 等被放置在与设备接触的待测量的真皮区域上。测量的原理在于进行电极的同时多个切换 (开关 IC 和 IM, C 表示电流, M 表示测量),同时将电极 15' a 和 15'' a 作为基准。通过增多在皮肤表面上的电极对,可确定电极之间的距离,对于该距离来说,电场线遇到比脂肪层更导电的肌肉区域。使用该距离,根据电极对之间的距离,电阻增长的不快。知道改变导电的特征电极之间的距离,可知道所测量的真皮的脂肪层的体积,比电极对之间的距离更厚的该层很大。

[0079] 探测器 10 的至少一个电极 11, 12, 13, 14, 15 是可拆卸的,甚至是可替换的。替代地,探测器的一部分,即一个或几个电极也是同样的情况。

[0080] 在图 3 中,接收电极 13, 14 和组件电极 15 之间的间隔值 e 包含在区间 [0.1mm; 30mm] 内,甚至在子区间 [6mm; 30mm] 内,又或者在区间 [6mm, 15mm] 内,该间隔值直接代表所测量的皮肤的体积中的测量深度。

[0081] 图 11 示出根据本发明的测量设备的第三实施方式的立体图。总是涉及电极对 (15', 15''), 这次是交叉的或十字形的形状,以便测量皮肤的确定的区域 z 的蜂窝组织。

[0082] 最后,图 12, 13 和 14 示出根据本发明的测量设备的第四实施方式,我们称为冲头。冲头具有由两排多个电极 (15', 15'', 15''' 等) 所形成的十字形状,所述两排多个电极垂直地布置并且在其中间交叉。可考虑交叉的多排电极。在示例中,每半排有 13 个电极,但是数

量当然可变化。此处举例说明的冲头可探测皮肤下的深度为 3 和 15mm 之间的脂肪层。为此接收电极应被隔开 $2 * e$, e 是将接收电极分开的长度, 因此距离在 6 和 30mm 之间。可具有 1mm 深度的探测距离, 在接收电极之间的间隔距离为 2mm。一系列测量与图 6 所示的一系列方式相似, 但是测量在两排上进行, 可实现半 3D 研究。

[0083] 随后存在多种计算方法, 其中所述 FIM 测量是聚焦阻抗测量。该方法允许去除对试验的电极 - 点靠近敏感的现象, 仅彼此非常近时, 并且该方法因此允许更可靠的测量。另外, 通过在点的间隔上进行, 可通过薄层来分析真皮。FIM 方法是已知的, 并且成为两个参考出版物的目标: Wiley Online Library 于 1999 年在纽约年报上出版的“具有经改进的定位区域的新技术, 作者 KS Rabbani, M Sarker, MHR Akond……; Springer 于 2008 年在生物医学工程年报上出版的“用于生理学研究的新四电极聚焦阻抗测量 (FIM) 系统, 作者 KS Rabbani, MAS Karal (A new technique with improved zone localization, KS Rabbani, M Sarker, MHR Akond…-Annals of the New York…, 1999 - Wiley Online Library, A new four-electrode Focused Impedance Measurement (FIM) system for physiological study KS Rabbani, MAS Karal-Annals of biomedical engineering, 2008 - Springer.)。这两个出版物被参考用于更完整的描述。

[0084] 通常, 测量使用干电极进行, 但是可考虑使用凝胶。

[0085] 另外, 已观察到三级探测器对于获得在确切的点处测量的信息是有利的。重复性非常好。

[0086] 电极被浮动地安装且 / 或电极 11, 12, 13, 14, 15 的支撑部是挠性的。例如, 电极可例如安装在弹簧上。弹簧可例如在尖端中。所考虑的行程可为数十个或数百个微米, 例如约 500 微米。例如, 替换地或附加地, 电极的支撑部可为挠性的或柔性的, 例如由硅树脂制成、由柔性织品制成。可使用尤其是聚酰亚胺薄片的导体织品材料, 或者使用尤其是掺杂有或含有金属接点的硅树脂的弹性材料。

[0087] 设备可包括用于调节探测器的电极 11, 12, 13, 14, 15 之间的间隔的调节机构。在至少两个注入电极之间, 间隔是可调节的, 而在两个接收电极之间的间隔是不可调节的。可设置电极安装在活动的横档上, 活动的横档可同时靠近或远离。

[0088] 如图 6 所示, 探测器的至少一个电极可收起在壳体 2 中, 以便至少具有在壳体之外的一个测量位置 (实线) 和在壳体内部的一个闲置位置 (虚线)。整个探测器 10 可收起在壳体中。设置用于皮肤表面的压力检测机构 20 以及处理和控制单元 4, 该处理和控制单元 4 用于当所检测到的压力超过预定阈值时准许测量, 所述预定阈值已经存储在处理和控制单元中。压力检测机构可包括一个压力检测器或两个不同的在电极侧部的压力检测器, 以便在足以用于进行测量的时间区间期间检验接触。另外还有用于检测在皮肤表面上的移动速度的速度检测机构 21 和当所检测到的速度在预定的区间内时用于准许测量的机构。如图 4 和 5 所示, 本发明还涉及一种皮肤处理装置 50, 该装置具有壳体 51, 壳体包括皮肤处理部件 52, 53, 54, 55, 56、用于处理和控制所述处理部件 52, 53, 54, 55, 56 的处理和控制单元 4、根据本发明的用于测量和分析皮肤表面的测量和分析设备 1, 所述处理和控制单元 4 能够使用通过所述用于测量和分析的独立设备 1 所测量和 / 或计算的至少一个参数来自动控制皮肤处理部件 52, 53, 54, 55, 56。在示例中, 处理部件 52, 53, 54, 55, 56 是各自具有平行的纵向轴线 L52, L53 的两个滚轮 52, 53 和 / 或皮肤吸入室 54, 并且电极对中的至少一

对电极尽可能地靠近（几个毫米）按摩部件 52, 53 的至少一部分, 然而并不与其接触。由于低压源 56, 吸入室 54 被建立, 低压源可集成在被使用者握持的部分中或者偏离在通过吸入管 55 与其连接的基部中。在示例中, 吸入室在滚轮之间, 但是吸入室可位于两个滚轮的外部。滚轮可自由旋转, 甚至被制动, 且 / 或通过一个或多个电机（未示出）而电动旋转。

[0089] 皮肤处理装置具有界面 7 以及处理和控制单元 4, 所述处理和控制单元存储每一循环的测量值和计算结果, 并且根据对这些测量值和结果的分析而在所述界面 7 上显示在以下参数之中的至少一个设备工作参数的调节建议: 吸入率、滚轮 (x) 的电动旋转驱动、滚轮 (x) 的旋转方向和 / 或速度、循环持续时间、不同循环之间的工作参数的变化、循环之间的间隔。

[0090] 界面由显示器和 / 或 LED 组成, 以便连通输入数据、测量数据、生物阻抗、蜂窝组织、设备调节建议、提出的推荐; 但还可包括按钮或触摸屏幕, 以便确定建议或手动修改装置所计算的建议。

[0091] 当然, 在所附权利要求的范围内, 可对本发明进行其他的更改。

[0092] 参照图 6:

[0093] - 符号 i = 电流源信号

[0094] - 符号 IC = 开关 C

[0095] - 符号 IM = 开关 M

[0096] - 符号 m = 测量

[0097] - 符号 t = 导电组织

[0098] - 符号 ϵ = 表皮

[0099] - 符号 l_c = 电场线。

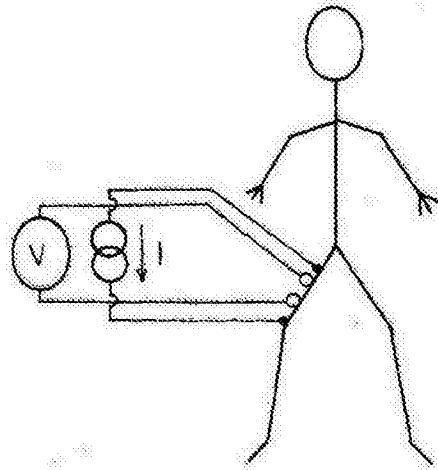


图 1

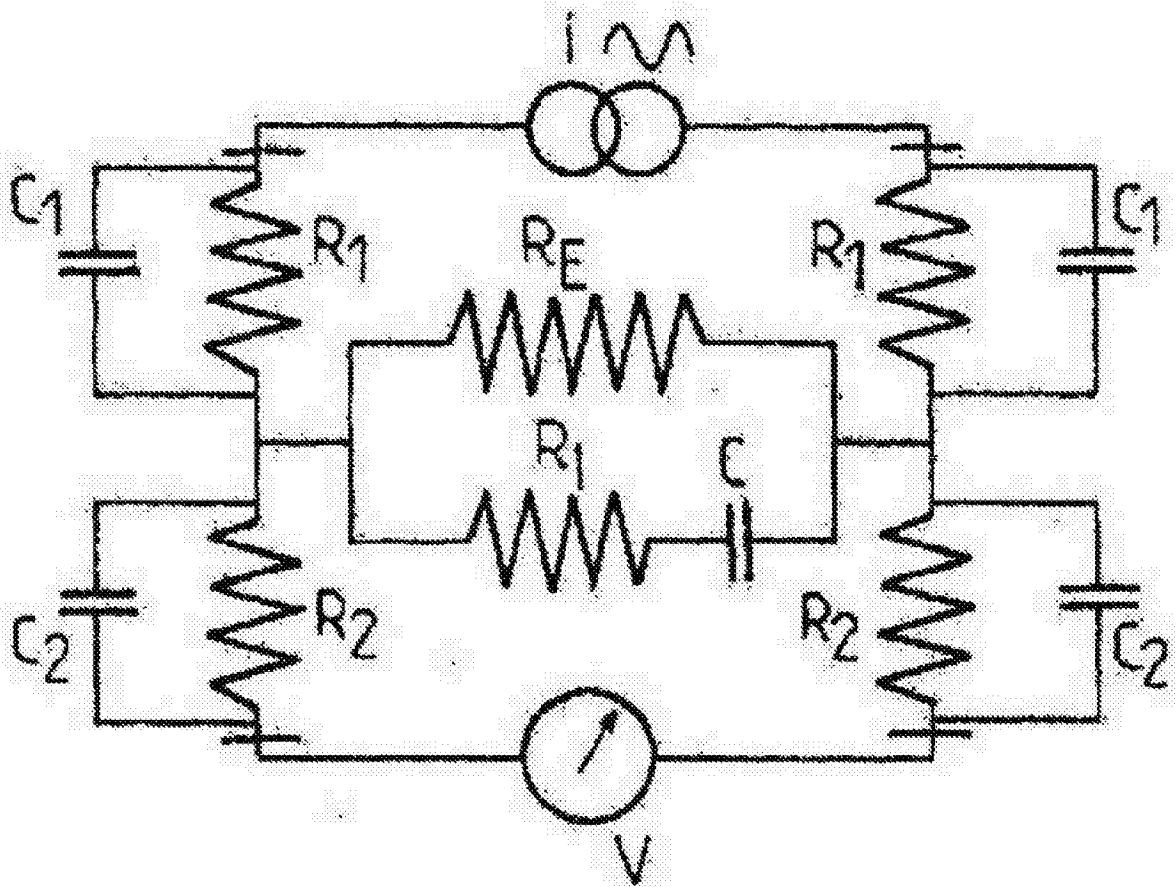


图 2

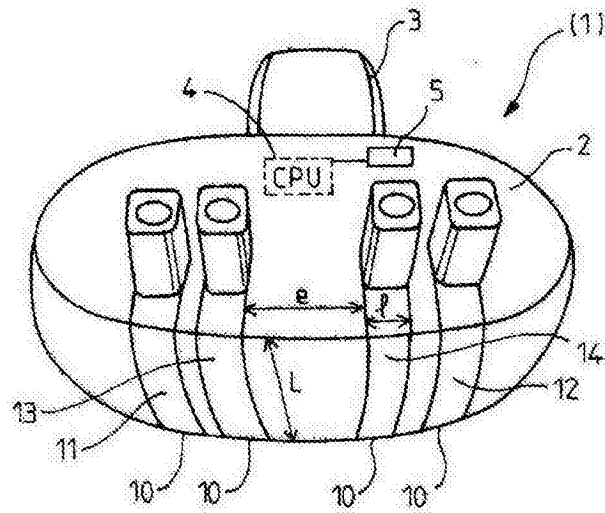


图 3

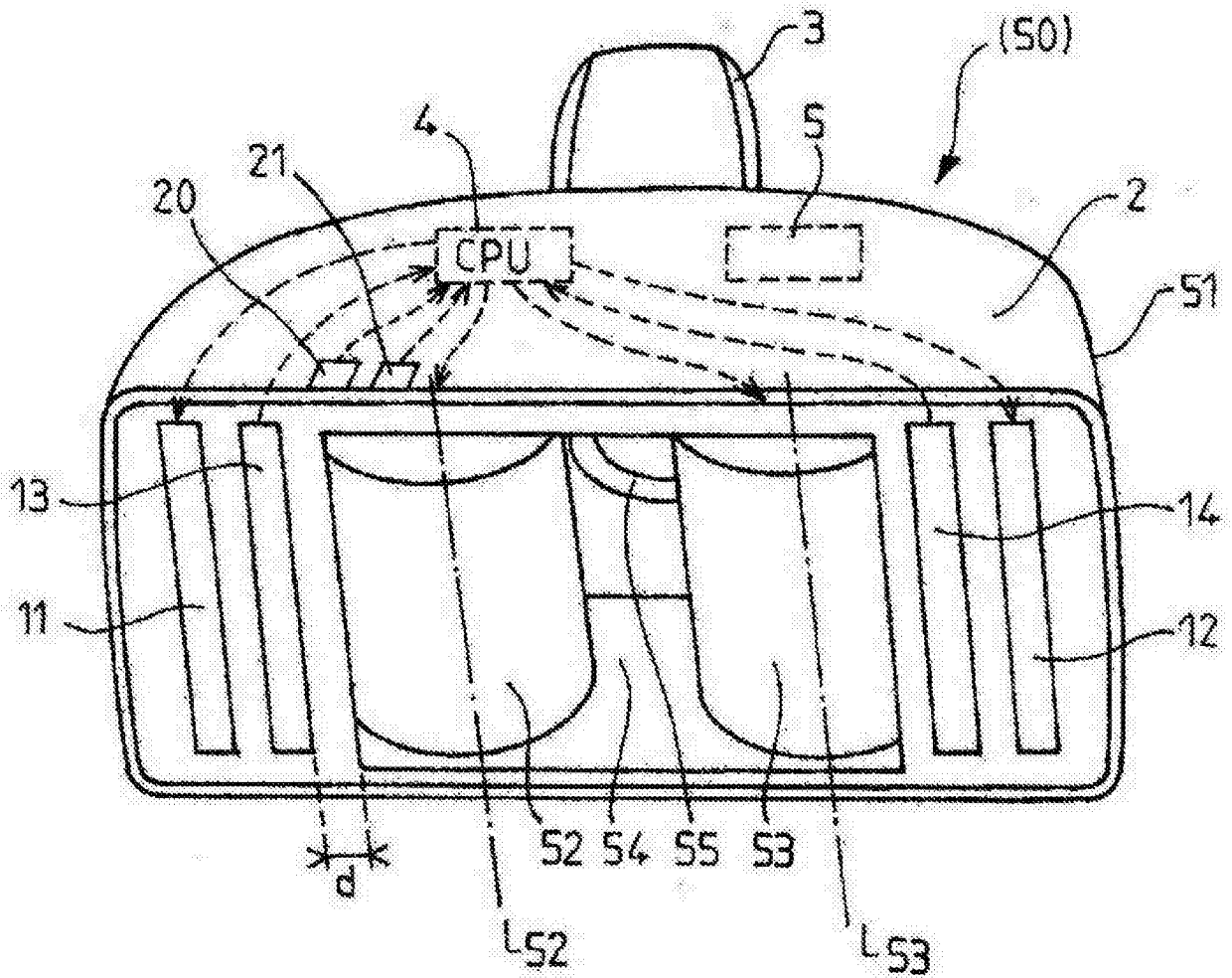


图 4

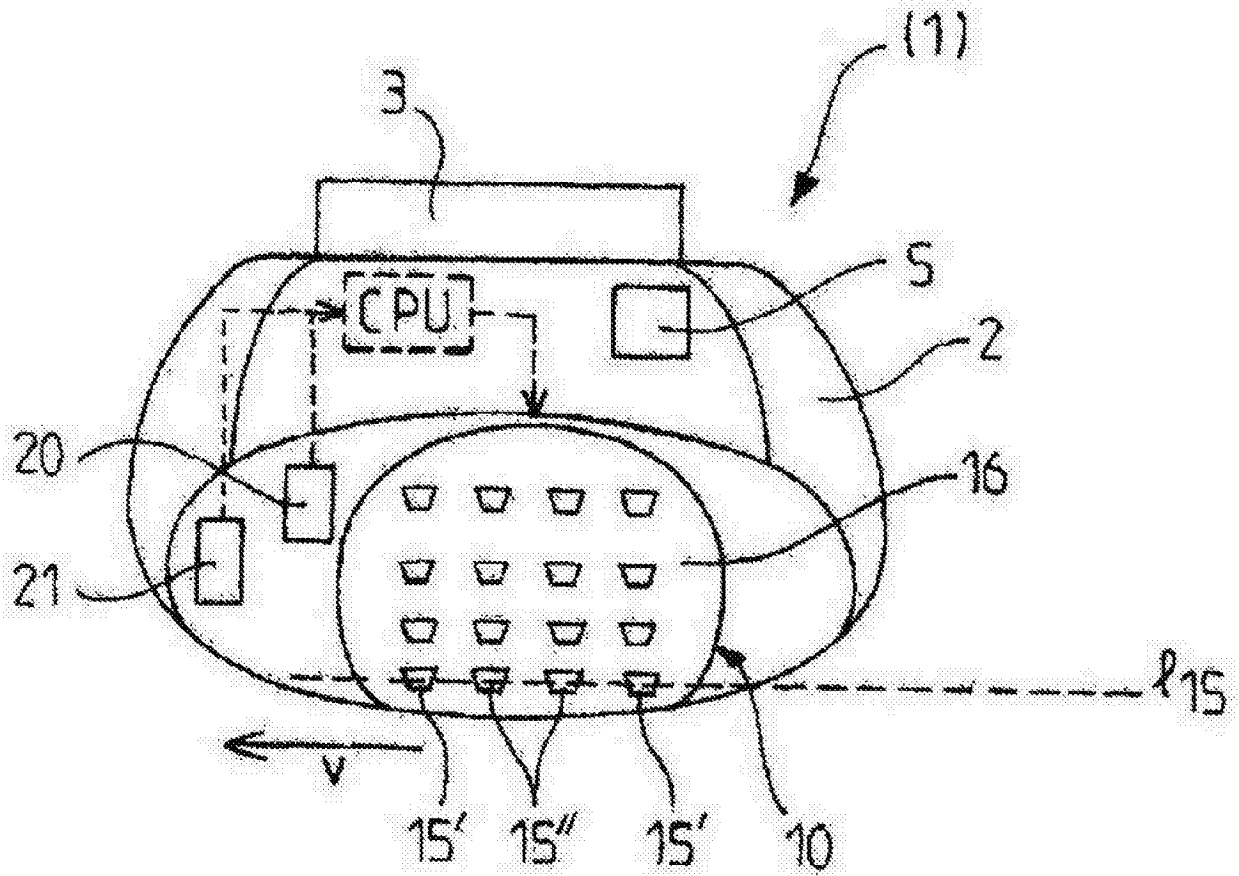


图 7

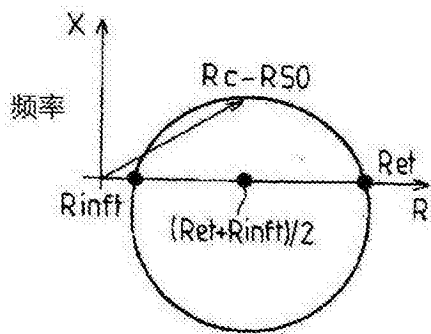


图 8

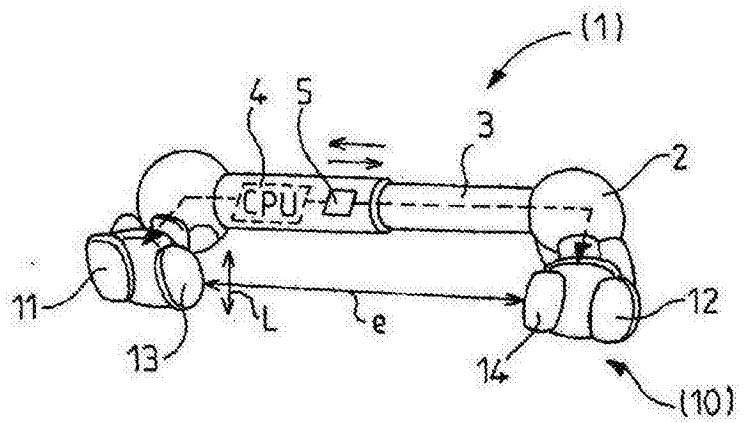


图 9

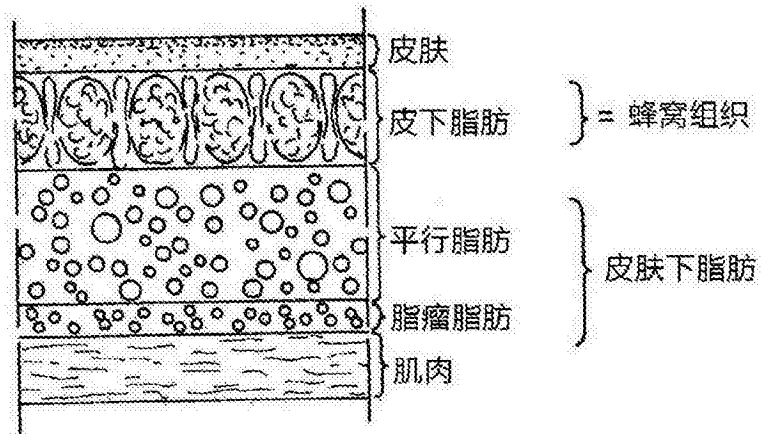


图 10

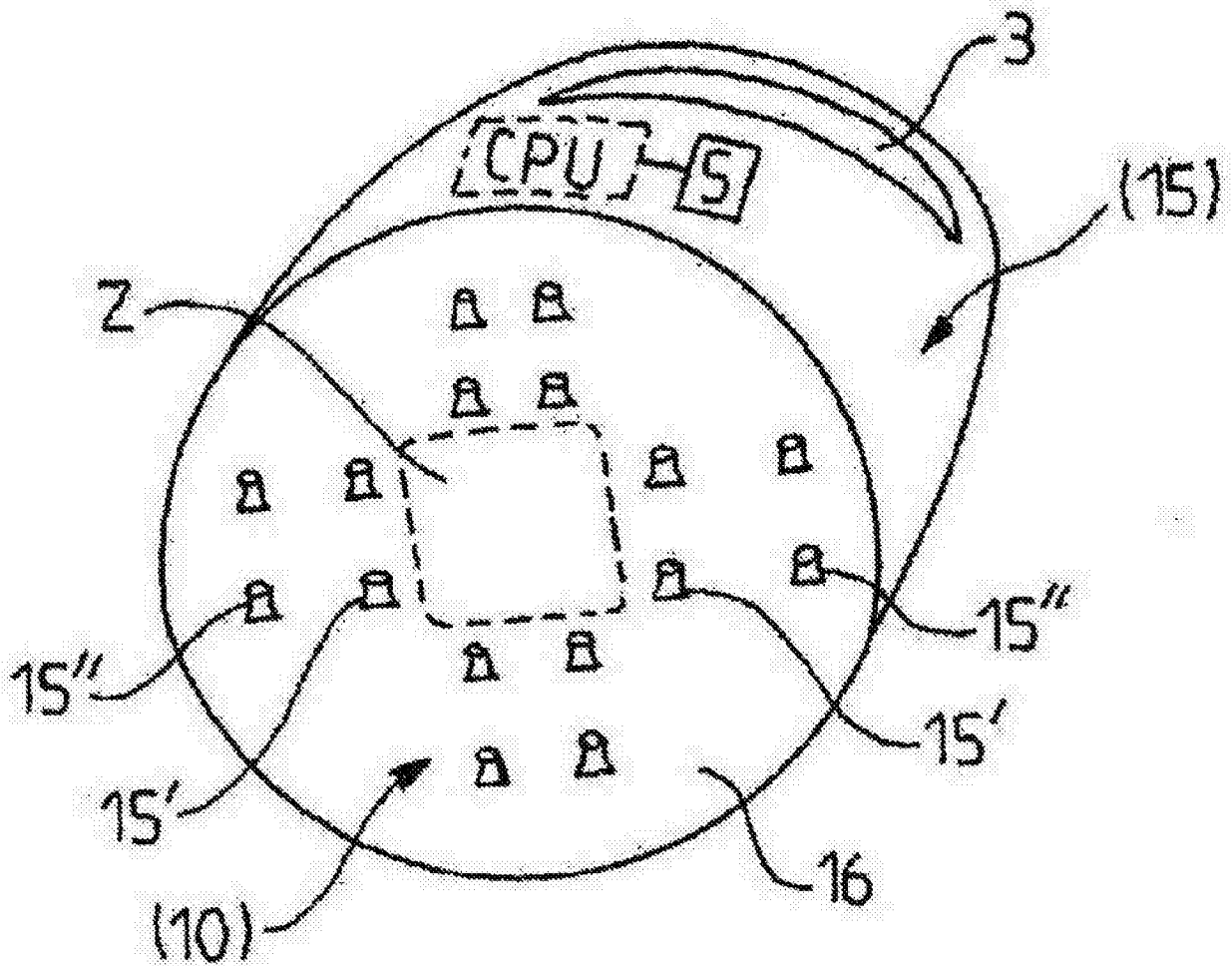


图 11

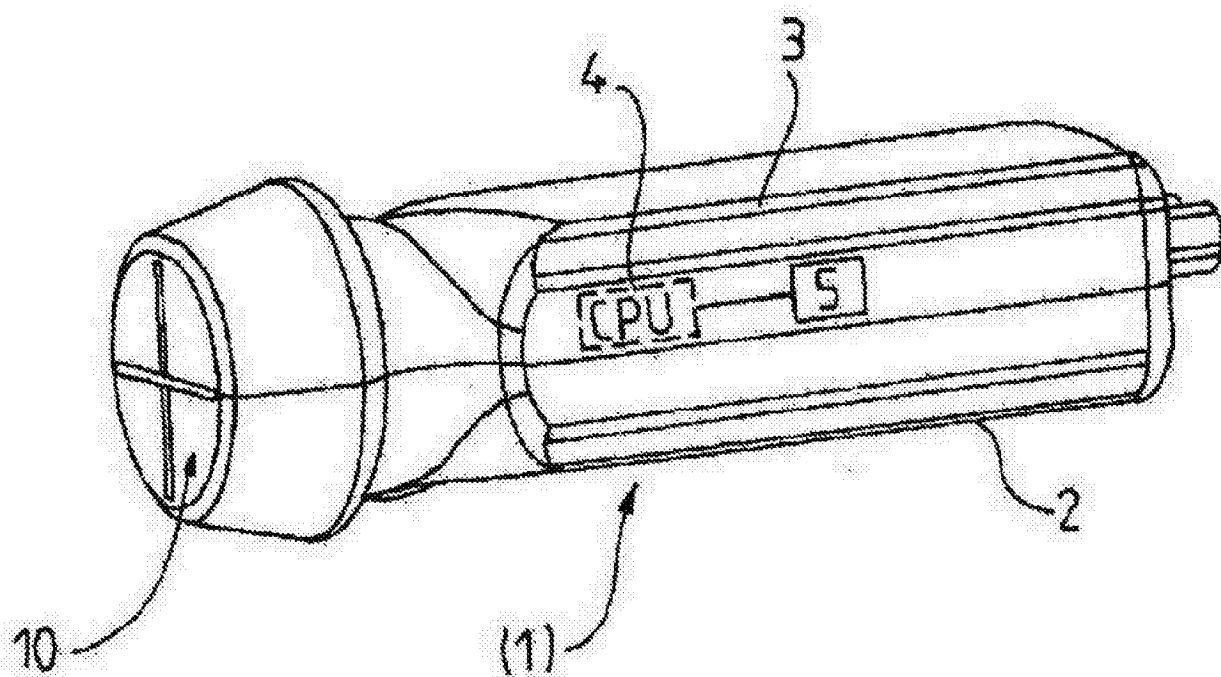


图 12

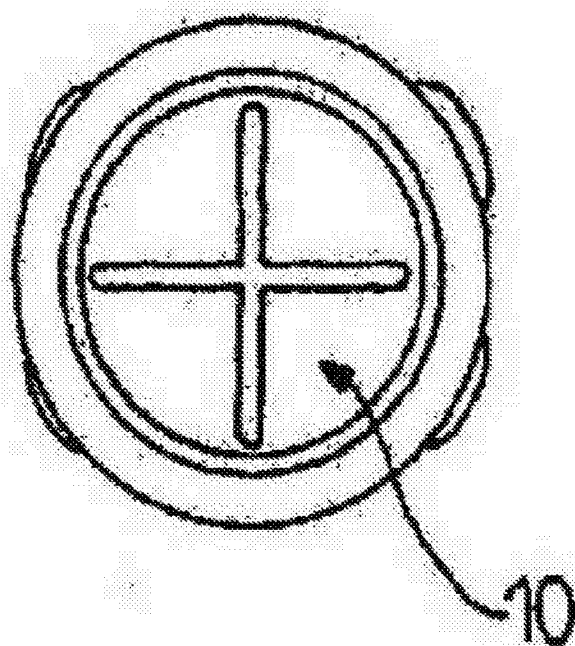


图 13

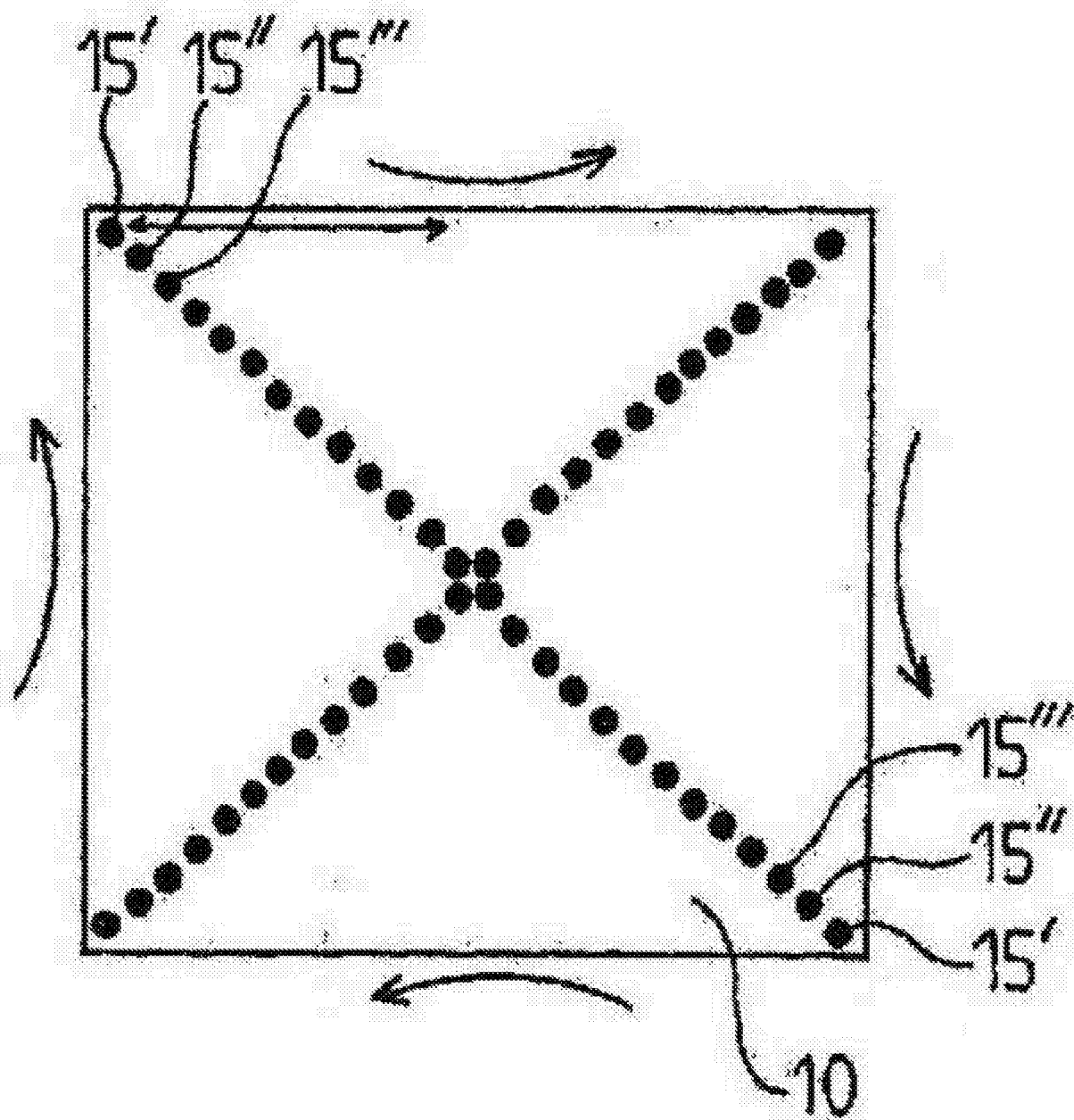


图 14

专利名称(译)	用于计算皮肤表面区域的参数的计算设备		
公开(公告)号	CN105246398A	公开(公告)日	2016-01-13
申请号	CN201480029891.1	申请日	2014-05-22
[标]申请(专利权)人(译)	SEB公司		
申请(专利权)人(译)	SEB公司		
当前申请(专利权)人(译)	SEB公司		
[标]发明人	玛丽瓦莱丽莫雷诺 弗兰克曼迪卡 莫尼克帕格 米歇尔萨拉赞		
发明人	玛丽-瓦莱丽·莫雷诺 弗兰克·曼迪卡 莫尼克·帕格 米歇尔·萨拉赞		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/053 A61H7/00 A61H15/00		
CPC分类号	A61B5/0531 A61B5/0537 A61B5/443 A61B5/4836 A61B5/6843 A61B2560/0214 A61H7/008 A61H15/0085 A61H2015/0014 A61H2207/00 A61H2230/65 A61B5/0036 A61H9/0057 A61H2230/655		
代理人(译)	李强 白华胜		
优先权	2013054773 2013-05-27 FR		
其他公开文献	CN105246398B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于测量和分析至少一个表示皮肤表面区域的脂肪的参数
的独立便携设备(1)，所述独立便携设备包括：至少一个探测器(10)，
其包括用于与皮肤表面区域接触的至少两对电极，所述至少两对电极限
定第一对注入电极(11,12)和用于测量对注入的反应的第二对接收电极
(13,14)；能量源(5)，其用于在所述第一对注入电极(11,12)处产生可变电
信号，所述可变电信号具有包含在区间[60μA；4000μA]内的电流*i*，并且
具有在区间[1kHz；1000kHz]内的频率；数据处理和控制单元(CPU)，其
用于确定与所述区域的生物阻抗(*Z*)相关的元素以及表示所述皮肤表面区
域的蜂窝组织的所述至少一个参数。

