



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108471958 A

(43)申请公布日 2018.08.31

(21)申请号 201680079656.4

(22)申请日 2016.12.08

(30)优先权数据

2015153029 2015.12.10 RU

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.07.20

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/RU2016/000857 2016.12.08

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/099636 RU 2017.06.15

(71)申请人 赫尔比公司

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 阿纳托利·亚历山德罗维奇·索卢宁

叶夫根尼·李沃维奇·索科洛夫

亚历山大·弗拉基米罗维奇·科尔钦

米哈伊尔·谢米诺维奇·鲁宾

德米特里·伊万诺维奇·科洛尼茨基

安德烈·安纳多列维奇·谢希克

伊戈尔·莱昂尼多维奇·米先科

(74)专利代理机构 北京科龙寰宇知识产权代理有限公司 11139

代理人 孙皓晨

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/053(2006.01)

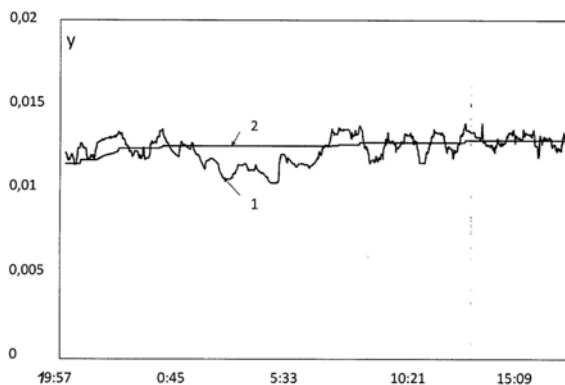
权利要求书1页 说明书4页 附图3页

(54)发明名称

用于确定人体缺水的方法

(57)摘要

本公开涉及诊断,更具体地说,涉及通过测量人体一部分的阻抗来确定人体日常活动过程中缺水状态。在本方法中,在低频和高频下测量人体一部分的阻抗值来完成确定。基于高频下测量的阻抗值来获得对所分析的体积内的身体组织内的液体的当前量的评估。基于低频下测量的阻抗值来获得对体积内的组织内的细胞外液的当前量的评估。为了对所分析的组织中细胞外液的数量进行评估,在测量开始时预先选择参考值。然后,考虑到所分析的体积内的血液的当前量的变化,来确定校正值。然后,考虑所述体积中血液的当前量的变化,来确定所分析的体积内的身体组织内的流体量的校正评估值。从对所分析的体积内的身体组织内的流体量的校正评估值获得的值,用于判断人体缺水状态的开始。所要求保护的发明的技术效果是,使用对人体一部分的阻抗的测量,可确定人日常活动过程中人体缺水状态。



1. 一种用于检测人体缺水的方法,所述方法包括:
 - 在低频和高频下测量人体的一部分的阻抗值;
 - 在当前测量时间,基于在高频下测量的阻抗值,来评估所研究体积的身体组织内的液体量;
 - 在所述当前测量时间,基于在低频下测量的阻抗值,来评估所研究体积的细胞外液的数量;
 - 在测量开始时,预先选择所研究体积的细胞外液的量的参考评估值;
 - 确定校正值,所述校正值与所述当前测量时间所研究体积的身体组织内的血液量的变化相关联;
 - 确定所研究体积的身体组织内的液体量的校正评估值,其中,所述校正评估值与所述当前测量时间所研究体积的身体组织内的血液量的变化相关联;
 - 使用所研究体积的身体组织内的液体量的校正评估值,来确定人体中缺水状态的开始。
2. 如权利要求1所述的方法,进一步包括:通过使用附着在人体上的间隔开的电极,来测量人体的一部分的阻抗值。
3. 如权利要求1所述的方法,进一步包括:使用血细胞比容值,以确定与所研究体积的身体组织内的液体量的校正评估值,所述校正评估值所研究体积的身体组织内的血液量的变化相关联。
4. 如权利要求1所述的方法,进一步包括:基于所研究体积的身体组织内的液体量的校正评估值的最大值,来确定人体缺水状态的开始,所述校正评估值与当前测量时间所研究的体积内的身体组织内的血液量的变化相关联。
5. 如权利要求1所述的方法,进一步包括:通过使用人体温度传感器的读数,来校正在低频和高频下测量的所述人体部分的阻抗值。
6. 如权利要求1所述的方法,其特征在于:将参考测量时间预先选择为在过渡时间结束之后,这过渡时间对于使人体适应测量传感器是必需的。

用于确定人体缺水的方法

[0001] 本发明涉及诊断,尤其涉及通过测量人体的一部分的阻抗值来确定日常生活活动内的人体的缺水状态。

[0002] 作者不知道通过测量人体的一部分的阻抗来确定补充日常生活活动中人体内水供应的需求的其他方法。

[0003] 已知有各种方法用于测量人体内的水的平衡和分布,主要用于医疗目的。

[0004] 例如,1995年11月28日公布的第5,469,859号美国专利(IPC A61B 5/085)公开了一种用于确定人体的基本心脏呼吸参数的方法。通过向患者的手和脚施加电极来确定参数,以测量细胞外液的量及其在整个患者体内的平衡。测量是为了医疗目的。上述专利没有教导确定日常生活活动中人体的缺水状态。

[0005] 2008年1月20日公开的第2314750号俄罗斯专利(IPC A61B 5/05)教导了一种用于对人内体血液和液体动力学进行系统相关评估的方法。根据该方法,电极被施加于患者的头部和四肢,用于测量人体各部分的阻抗。记录阻抗的缓慢变化和剧烈变化,并且基于这些测量值计算外围部分和整个人体内的血液和液体动力学。该方法旨在用于医疗目的,包括监测患者的健康状况和选择医疗方法。

[0006] 2013年3月26日公布的第8,406,865号美国专利(IPC A61B5/00)公开了一种经由所施加的电极以及随后的数据处理通过测量人体部分的阻抗来确定人体生理参数的系统,其与本发明最为接近。本发明的主要目的是基于阻抗测量值确定心脏和呼吸性能。该系统能够确定瘦体重中的水分(即总体重减去体脂的重量)、细胞外液的总体积、以及整个患者体内的体液平衡指数。该系统旨在用于医疗用途,并且不提供确定日常生活活动中人体的缺水状态。

[0007] 这些方法的一个共同限制是,它们仅用于医疗目的,并且提供基于人体不同部分的阻抗测量值来确定体液的量。

[0008] 由于上述方法主要用于在医院环境中进行测量,当患者处于静止状态时,这些方法不适用于在日常生活、工作、体育活动等中进行测量。

[0009] 申请人不知道有任何方法可以确定日常生活活动中人体缺水状态,以警告需要补充人体内的水供应。

[0010] 所要求保护的发明的技术效果是通过测量人体的一部分的阻抗值来确定日常生活活动中人体的缺水状态。上述技术效果是通过评估所研究的该人体部分的液体量而实现的,同时考虑到日常生活活动中由于暂时性或意外造成的身体各部分中液体再分布所引起的同一身体部分的血液量的变化。

[0011] 上述技术效果通过如下实现。

[0012] 用于检测人体缺水的方法包括以下步骤:

[0013] 在低频和高频下测量人体的一部分的阻抗值。在当前测量时间,基于在高频下测量的阻抗值,评估所研究体积的身体组织内的液体量。基于在低频下测量的阻抗值,在当前测量时间评估所研究体积的细胞外液的量。预先选择参考测量时间所研究体积的细胞外液的量的参考评估值。接下来,确定与当前测量时间所研究体积的血液量的变化相关联的校

正值。此外,确定所研究体积的身体组织内液体量的校正评估值,其中校正评估值与当前测量时间所研究体积的血液量的变化相关联。使用所研究体积的液体量的校正评估值来得出关于人体开始缺水的结论。

[0014] 如本领域已知的,在低频下的阻抗测量允许评估所研究体积的细胞外液的量,而在高频下的阻抗测量允许评估所研究体积的液体总量。本发明的方法允许通过考虑在当前测量时间所研究体积的血液量的变化来得出关于人体出现缺水状态的结论。该方法允许消除例如由于体育锻炼或其他影响测量结果的临时或随机因素引起的给定身体部分中血液量的变化,并且对所研究体积身体组织内的液体量进行校正评估后者允许得出人体开始缺水的结论。

[0015] 在具体实施例中,使用附着到人体的间隔开的电极来测量人体部分的阻抗值。

[0016] 在具体实施例中,考虑血细胞比容值来确定与所研究体积的血液量的变化相关联的所研究体积的液体量的校正评估值。

[0017] 特别地,基于与当前测量时间所述体积的血液量的变化相关联的所研究体积的身体组织内的液体量的校正评估值的最大值,得出人体开始进入缺水状态的结论。

[0018] 特别地,使用人体温度传感器的读数来校正低频和高频下人体部分的阻抗值。

[0019] 另外,将参考测量时间预先选择为在过渡时间结束之后,这过渡时间对于使人体适应测量传感器是必需的。

[0020] 以下附图图示了用于检测人体缺水的方法:

[0021] 图1示出了在不同频率下测量的阻抗值的时间依赖性。

[0022] 图2示出了使用中值滤波器进行中值滤波之后测量的阻抗值的时间依赖性。

[0023] 图3显示了电导率的时间依赖性,其对应于所研究体积身体组织内的液体量;并且与所研究体积中身体组织内的细胞外液的量有关。

[0024] 图4显示了不同频率下的电导率的时间依赖性,其对应于所研究体积的身体组织内的细胞内液和细胞外液的量、以及电导率,其对应于在当前测量时间所述体积的身体组织内液体量减去血液量的变化。

[0025] 图5示出了电导率的时间依赖性,其对应于所研究体积的身体组织内的液体量减去自参考测量时间以来血液量的变化,以及被视为缺水状态的阈值的电导率值的时间依赖性。

[0026] 用于检测人体缺水的方法实施如下。

[0027] 首先,电极附着在人体上。特别地,将两个电极附着到身体一部分就足够了。测试已经证明,该方法利用附着在例如人的手腕上的电极来确定人体开始进入缺水状态,尽管身体的这部分不是最适合实施该方法。然而,低频 f_0 下的阻抗值 Z_i^0 的传感器读数以及人体给定小部分在高频 f_3 下的读数 Z_i^3 使得能够确定体内出现水分不足。发现用于测量不同频率下阻抗值的最有效的采样率约为每分钟1至4次。

[0028] 图1示出了高频 f_3 (曲线1)下测量的阻抗值 Z_{init}^3 和低频 f_0 (曲线2)下的阻抗值 Z_{init}^0 的时间依赖性。

[0029] 为了避免任何干扰,使用测量的阻抗值的滤波是有益的。各种类型的滤波都适用于此目的,在这种特定情况下应用所谓的“中值滤波器”。

[0030] 图2示出了在使用中值滤波器处理之后测量的阻抗值的时间依赖性:高频f3(曲线1)为 Z_{init}^3 ,低频f0(曲线2)为 Z_{init}^0 。图2示出了滤波后的阻抗值实际上不包含由随机因素引起的异常值。

[0031] 忽略人体体温,该方法可以实现。然而,当考虑到体温时,方法的准确性会提高。通过使用以下依赖性来校正在低频f0下测量的阻抗值 Z_i^0 和在高频f3下测量的值 Z_i^3 以考虑温度传感器读数:

$$[0032] \quad Z_{i\text{corr}}^0 = Z_i^0 \times (1 + k_T \times (T_i - T_0)),$$

$$[0033] \quad Z_{i\text{corr}}^3 = Z_i^3 \times (1 + k_T \times (T_i - T_0)),$$

[0034] 其中

[0035] Z_i^0 和 Z_i^3 是频率f0和频率f3下的瞬时阻抗值;

[0036] $Z_{i\text{corr}}^0$ 和 $Z_{i\text{corr}}^3$ 是频率f0和频率f3下的瞬时校正阻抗值;

[0037] T_i 是阻抗测量区域中人体温度的瞬时值;

[0038] T_0 是阻抗测量区域中人体温度的参考值;

[0039] k_T 是组织的温度阻力系数,测量电流通过该组织,用于测量阻抗值。

[0040] 可以选择测量开始时的温度值作为参考值 T_0 。

[0041] 基于在高频f3下测量的阻抗值,获得电导率 y_i^{sum} 的评估值,其与当前测量时间所研究体积的身体组织内的液体量成比例:

$$[0042] \quad y_i^{\text{sum}} = 1/Z_{i\text{corr}}^3.$$

[0043] 基于在低频f0下测量的阻抗值,获得电导率 y_i^{out} 的评估值,其与当前测量时间所研究体积的身体组织内的细胞外液的量成比例:

$$[0044] \quad y_i^{\text{out}} = 1/Z_{i\text{corr}}^0.$$

[0045] 电导率,表征 y_i^{sum} (曲线1)-在高频f3下,对应于所研究体积的身体组织内的液体量, y_i^{out} (curve 2)-在低频f0下,对应于所研究体积身体组织内的细胞外液的量,如图3所示。

[0046] 在测量开始时,预先选择参考值 $y_{\text{base}}^{\text{out}}$,其与参考测量时间所研究体积的细胞外液的量成比例。

[0047] 参考测量时间 t_{base} 被预先选择为在过渡时间结束之后,这过渡时间是在应用测量传感器之后使人体适应该测量传感器所必需的。

[0048] 接下来,使用值 $y_{\text{base}}^{\text{out}}$ 来确定考虑了当前测量时间所研究体积的血液量的变化的校正正值 Δ_i^{bl} :

$$[0049] \quad \Delta_i^{\text{bl}} = (y_i^{\text{out}} - y_{\text{base}}^{\text{out}})/(1 - h),$$

[0050] 其中

[0051] h 是血细胞比容,即构成约99%血细胞的红细胞体积与血浆体积的比值;女性的血细胞比容值可以被认为是0.40,而男性则可以被认为是0.46。

[0052] 接下来,找到校正值 y_i^{sum} ,其与所研究体积的身体组织内的液体量成比例,并且与当前测量时间所述体积的身体组织内的血液的量的变化相关联:

$$[0053] \quad y_i^{\text{sum}} = y_i^{\text{sum}} - \Delta_i^{\text{bl}},$$

[0054] 其中

[0055] y_i^{sum} -是评估的电导率,其与所研究体积的身体组织内的当前液体量成比例。

[0056] 考虑所研究体积的身体组织内血液量的变化,使得能够同时评估所述体积的体内液体量和体外液体量。

[0057] “对应于所研究体积的身体组织内的液体量”减去“当前测量时间相对于参考测量时间 y_i^{sum} (曲线3)的血流量的变化”的电导率的时间依赖性,如图4所示。为了清楚起见,相同曲线图显示了对应于所研究体积的身体组织内的液体量 y_i^{sum} (曲线1)的电导率的时间依赖性,以及对应于当前测量时间对于参考测量时间(4)的所研究体积的身体组织内细胞外液的量(曲线2)的电导率的时间依赖性。

[0058] 从图中可见,“反映所研究体积的身体组织内的液体量”减去“当前测量时间观察到的血流量的变化”的依赖性 y_i^{sum} (曲线3)没有任何由于暂时的外部因素导致所研究体积的身体组织内的血流量的变化而造成的显著的起伏。暂时的外部因素包括,例如,身体活动或其缺乏、心理状态的变化或与人类日常生活活动相关联的其他因素。

[0059] 基于与所研究体积的身体组织内的液体量成比例的所获得的校正评估值 y_i^{sum} ,通过将上述校正评估值与阈值进行比较,确定人体缺水状态的开始(图5)。

[0060] 此处,阈值被认为是电导率的校正评估值,其与所研究体积的身体组织内的液体量成比例,并且与所考虑的给定时间段内的血液量的变化相关联。阈值应该比整个先前测量时间的最大值小一特定值:

$$[0061] \quad y_{\text{thresh}}^{\text{sum}} = y_{\text{max } k}^{\text{sum}} - \Delta_{\text{thresh}},$$

[0062] 其中:

[0063] $y_{\text{thresh}}^{\text{sum}}$ -是电导率的阈值,

[0064] $y_{\text{max } k}^{\text{sum}}$ -是先前测量中电导率的最大值,

[0065] Δ_{thresh} -是决定阈值电导率值与其最大值相比必须小多少的值。

[0066] 应该注意的是,如果缺水的用户在饮水和/或吃饭的过程中消耗了所需量的水之后应用该方法,则在装置使用的头几个小时内值 $y_{\text{max } k}^{\text{sum}}$ 可以增长到非常高。

[0067] 图表(图5)示出了值 y_i^{sum} (曲线1)和阈值的暂时变化,低于该阈值将会出现体内缺水的情况(曲线2)。

[0068] 随着观察时间越来越长,确定人体发生缺水的可靠性增加,因为阈值 $y_{\text{max } k}^{\text{sum}}$ 将更准确地反映在日常生活中维持特定人的水平衡所需的最大水量。

[0069] 本发明的方法被指定用于确定健康人体内的当前缺水,并且可用于开发用于监测人体状态的各种装置或自动系统。该方法已经在足够多的受试者身上进行了测试。

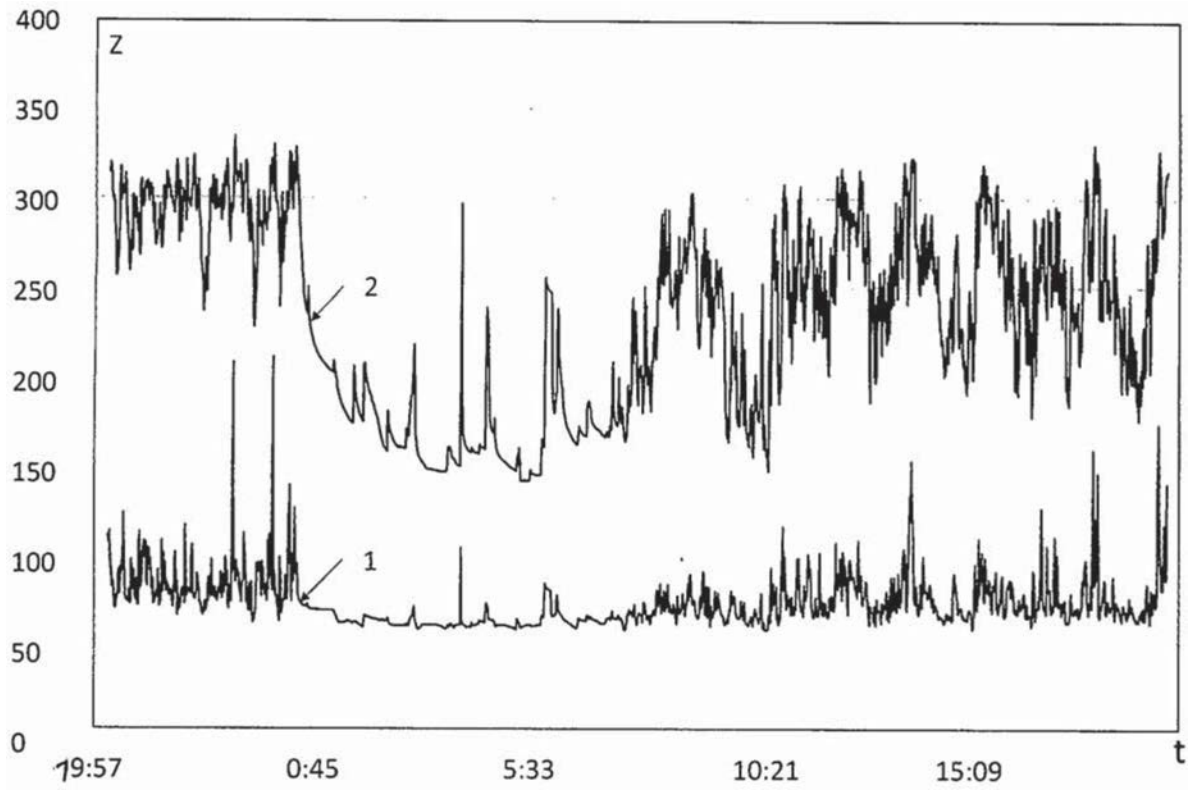


图1

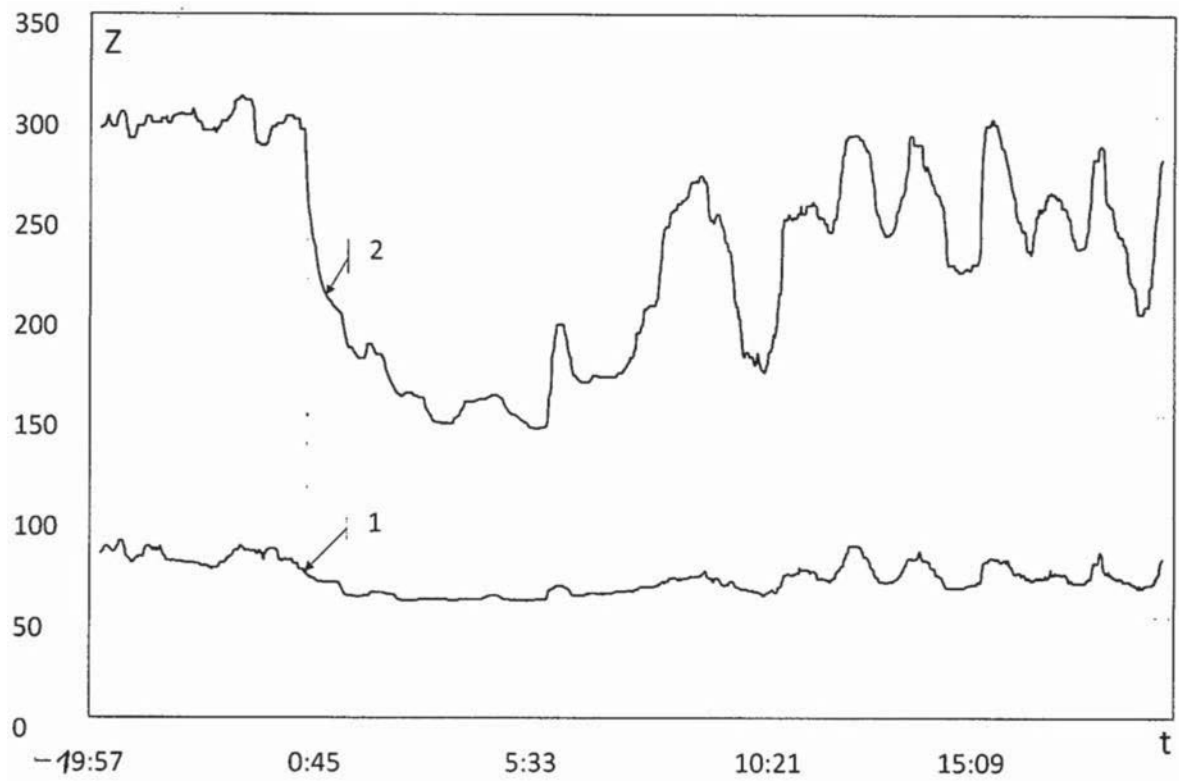


图2

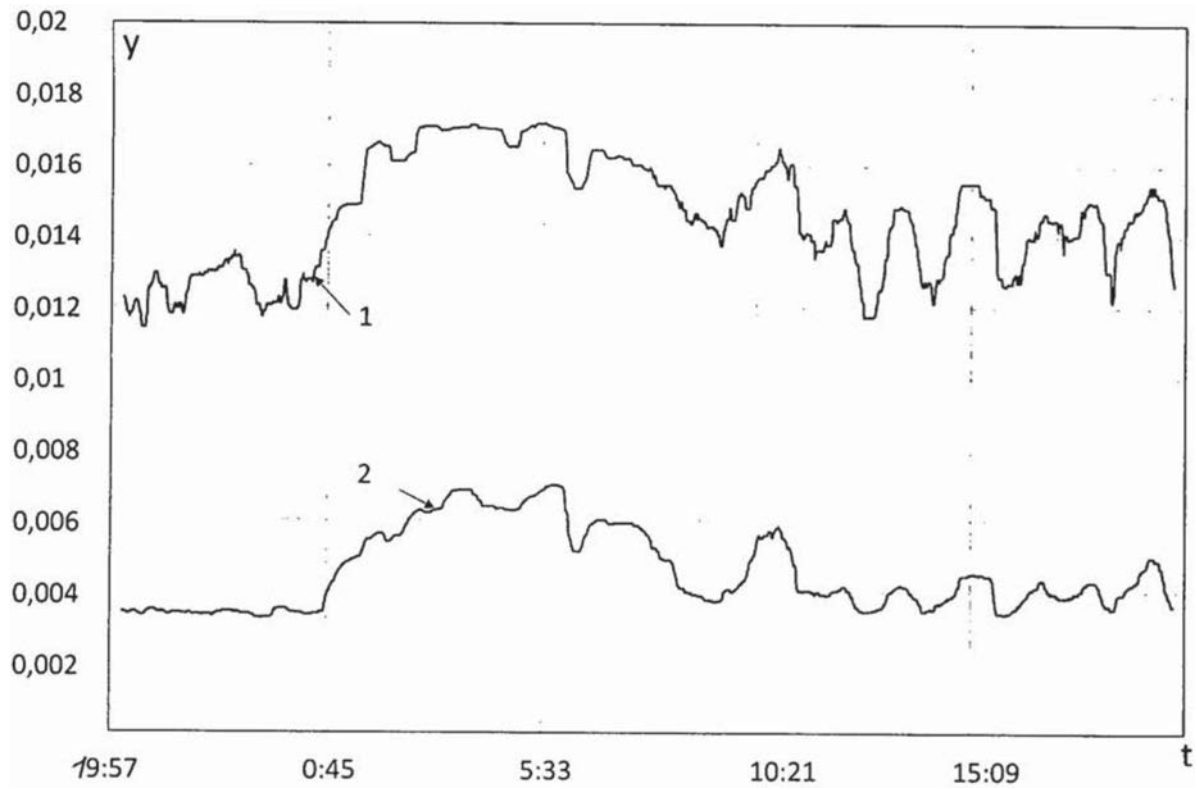


图3

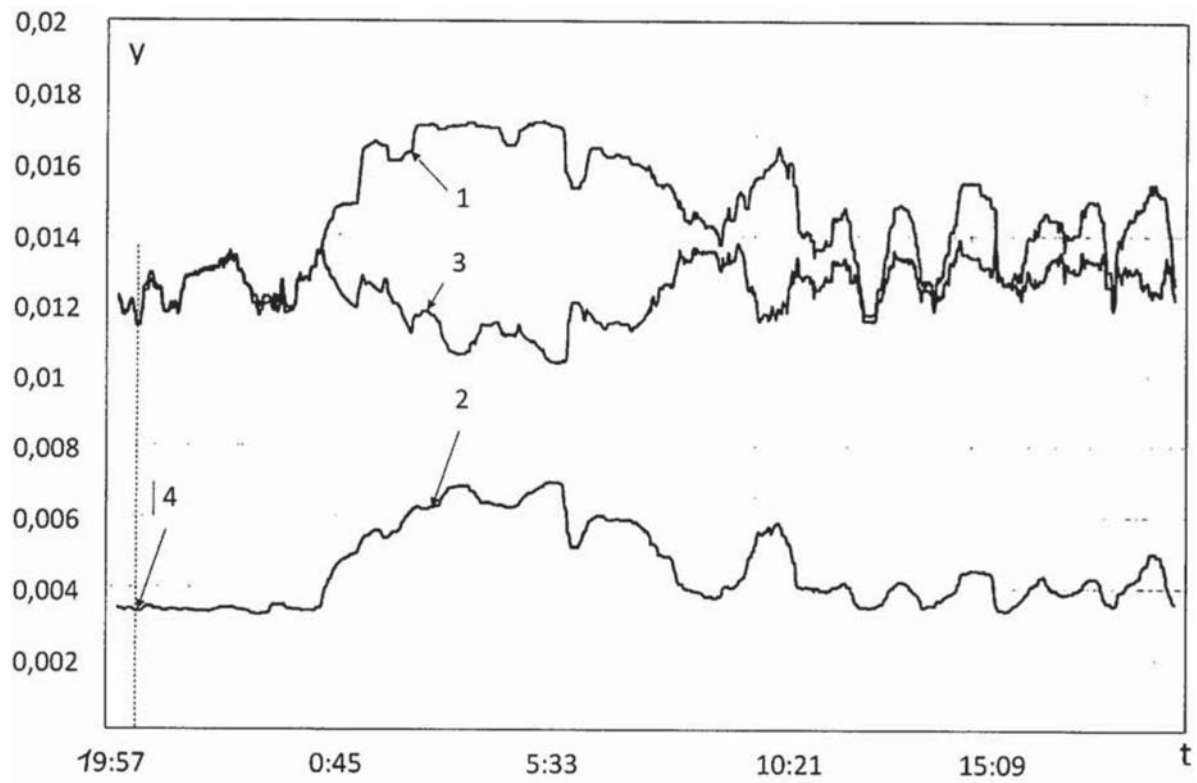


图4

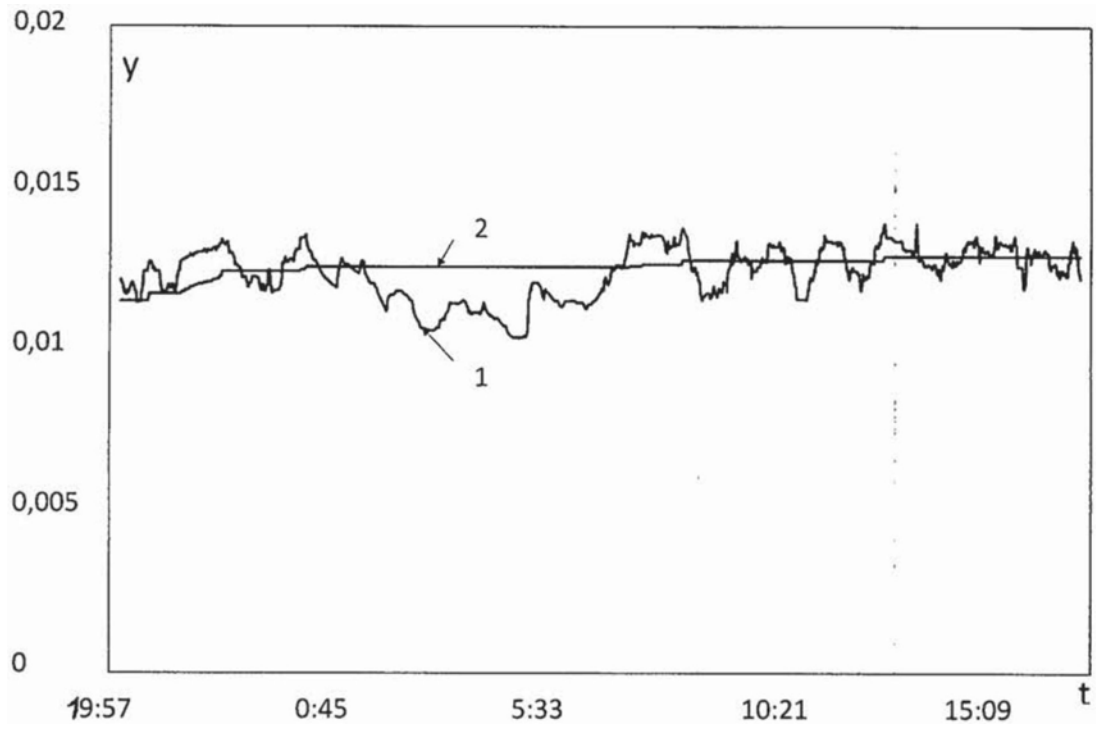


图5

专利名称(译)	用于确定人体缺水的方法		
公开(公告)号	CN108471958A	公开(公告)日	2018-08-31
申请号	CN201680079656.4	申请日	2016-12-08
[标]发明人	阿纳托利亚亚历山德罗维奇索卢宁 叶夫根尼李沃维奇索科洛夫 亚历山大弗拉基米罗维奇科尔钦 米哈伊尔谢米诺维奇鲁宾 德米特里伊万诺维奇科洛尼茨基 安德烈安纳多列维奇谢希克 伊戈尔莱昂尼多维奇米先科		
发明人	阿纳托利·亚历山德罗维奇·索卢宁 叶夫根尼·李沃维奇·索科洛夫 亚历山大·弗拉基米罗维奇·科尔钦 米哈伊尔·谢米诺维奇·鲁宾 德米特里·伊万诺维奇·科洛尼茨基 安德烈·安纳多列维奇·谢希克 伊戈尔·莱昂尼多维奇·米先科		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/053		
CPC分类号	A61B5/0537 A61B5/14535 A61B5/4875 A61B5/4869 A61B5/01 A61B5/6801		
代理人(译)	孙皓晨		
优先权	2015153029 2015-12-10 RU		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本公开涉及诊断，更具体地说，涉及通过测量人体一部分的阻抗来确定人体日常活动过程中缺水状态。在本方法中，在低频和高频下测量人体一部分的阻抗值来完成确定。基于高频下测量的阻抗值来获得对所分析的体积内的身体组织内的液体的当前量的评估。基于低频下测量的阻抗值来获得对体积内的组织内的细胞外液的当前量的评估。为了对所分析的组织中细胞外液的量进行评估，在测量开始时预先选择参考值。然后，考虑到所分析的体积内的血液的当前量的变化，来确定校正值。然后，考虑所述体积中血液的当前量的变化，来确定所分析的体积内的身体组织内的流体量的校正评估值。从对所分析的体积内的身体组织内的流体量的校正评估值获得的值，用于判断人体缺水状态的开始。所要求保护的发明的技术效果是，使用对人体一部分的阻抗的测量，可确定人日常活动过程中人体缺水状态。

