



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105433911 A

(43) 申请公布日 2016. 03. 30

(21) 申请号 201610005832. 1

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2016. 01. 05

A61B 5/00(2006. 01)

(71) 申请人 李卓东

地址 611731 四川省成都市西源大道 2006 号电子科技大学清水河校区

(72) 发明人 李卓东 毕文伟 赖波 王小波 王中克 夏欢 李强 王帅 李帼婧娴 何文劼 匡伟 马丹 张帅 冷奇芳 张立晨 屈浩 张迪 杨毅

(74) 专利代理机构 成都顶峰专利事务所(普通合伙) 51224

代理人 任远高

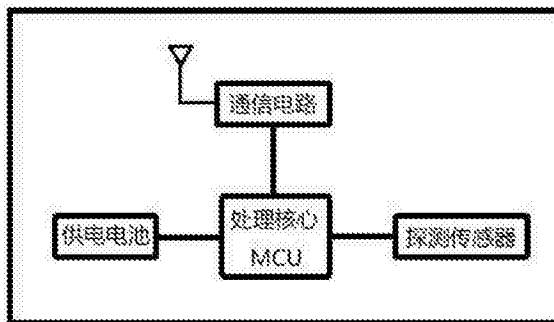
权利要求书2页 说明书5页 附图2页

(54) 发明名称

基于离子感应原理的在体液量测定方法及在体液量测量仪

(57) 摘要

本发明公开了一种基于离子感应原理的在体液量测定方法及在体液量测量仪,本方法由电荷离子分区排列分析模型和多频点拟合分离模型组成,配套的测量仪由探测传感器、通信电路、处理核心 MCU、供电电池构成。本发明可以对生物在体液量进行实时、快速分析,通过非接触、纯物理的方式可测得与在体液量总量有明显相关关系的离子感应电荷从而推断出在体液量。还可通过本测量仪得到的感应电荷值和温湿度上升的速率频率进行协同分析,评测吸湿性护理用品透气性、吸水性等以及监测舒适状况。此外,它还可包括移动端与远程服务器软件系统,在通信电路与测量仪连接后,可在移动端对测量仪进行远程操控,对上传的数据进行进一步的分析、存储、管理和可视化。



1. 基于离子感应原理的在体液量测定方法,其特征在于:

(1)通过测量生物体固有组织与内部体液的介电常数差异进行测定,分析空间极化感应离子特性的变化,得到与在体液量呈强相关函数关系的估计输出;

(2)与电流传导的测量方法受制于交变电流趋肤效应不同的是,本发明所述的方法,其极化电场分布范围不受摆放位置及范围内液体、流体及组织边界的限制,可以得到空间范围内生物体内及排泄处液量的信息,及不同组织或体液在交变电流频谱特性上的差异;

(3)极化电场的感应范围不受测量位置与传感接触点的限制,即使与生物体相距一定距离或材料层也可进行准确的测定。

2. 基于权利要求1所提出的方法,本发明提出配套的在体液量测量设备,其特征在于:

(1)包含空间电场升压系统与抗干扰微弱放大接收系统,其中,空间电场升压系统与传统的生物电阻抗测量方法不同,无需接触导电即可在感应空间形成电势,与接受系统形成感应空间,遥测感应范围内各部位生物组织的电介质特性,不对人体施加大强度的传导电流;再者,与传统的电容水位测量技术不同,在生物体表面贴附检测时,需要采用抗表面电磁干扰的微弱放大接收系统;

(2)为了分析多频点下的数据以及分析整体介电谱特性,满足对测量对象中不同组织体液成分鉴别,尤其是液体总量的特异性提取,除基本测量过程外,该发明所提出生物在体液量测量设备还可主动进行信号调制,升压系统根据测量需求可灵活的变换信号的幅度、频率和相位。

3. 基于权利要求1所提出的方法,本发明提出一套基于该原理进行生物体液体量精确测定的算法,其特征在于:

(1)采用电荷离子分区排列分析模型:基于电荷离子分区排列模型的特殊性,计算过程中对范围内组织的介电常数,尤其是,液体参数在整体参数测量中的相关度和权重更大,测得的参数对液体含量的变化更敏感,具体如公式,

$$\frac{1}{N_s} + \frac{1}{N_b} + \frac{1}{N_{water}} + \dots + \frac{1}{N_{total}}$$

其中 $N_{water}$ 对生物体液体量容量最为敏感,求导时的斜率更大,即发生容量变化时相应的变化率更大,可见 $N_{water}$ 大的所占的权重系数更大,与液体含量相关性更高;

(2)采用多频点自回归模型:基于常温下多个频率或频率扫描下的数据,充分利用生物液体在一定条件下介电常数的频率不变性,并利用生物组织感应离子本身对频率的敏感性,得到丰富的差异信息;

结合组织的衰减曲线函数关系的拟合,提取出非液体或低含液量组织部分的指数或多项式等拟合函数系数,对随频率变化的组织参数进行回归,收敛到极限,得到基底的稳定液体参数。

4. 如权利要求1所述的方法以及权利要求2所述的测量设备,其特征在于:测量方式简便,无需进行预先的初始测量与实验校正,无需进行预先的电极布局与通路计算,即可直接得到液体在测得参数中的占比分析出液体总量。

5. 如权利要求1所述的生物在体液量测量设备,它还可包括移动端与远程服务器软件系统,通过所述通信电路与测量仪连接后,可在移动端对测量仪进行远程操控,并对上传的数据进行进一步的分析、存储、管理和可视化。

6. 如权利要求1所述的生物在体液量测量设备,其特征在于,所述处理核心MCU通过分析所述探测传感器的量化数据,可利用其他芯片的测量参数在测量时协同分析、实时记录以及计算,通过分析数值间的比值,实现对吸湿性护理用品的透气性及吸水性进行评测的功能。

7. 如权利要求1所述的生物在体液量测量设备,其特征在于,所述处理核心MCU,其接收所述感测信息,进行实时的数据记录和分析,并根据感测信息发出报表或报警,将信息传输至所述通信电路。

8. 如权利要求1所述的生物在体液量测量设备,其特征在于,所述通信电路,可以通过包括蓝牙模块、GSM模块、GPRS模块、WiFi模块、zigbee模块等物联网或局域网方式发送感测信息,可将所述感测信息传输至移动端、远端服务器等进行下一步的处理和存储环节。

9. 如权利要求1所述的生物在体液量测量设备,其特征在于所述处理核心MCU的可编程性,只需经过移动端的配置和调整,便可直接灵活地应用于各种人体在体液量测量场景,而无需进行不同环境下的系统更换、模块购置、通道扩展或算法更新。

10. 如权利要求1、2、3所述的主要方法,其特征在于:通过多频点自回归技术,自动地测量待定的特异性校准参数,从而适用于不同部分处不同液体的测量,包括生物体不同部分处体内及体外液体或流体的测量。

## 基于离子感应原理的在体液量测定方法及在体液量测量仪

### 技术领域

[0001] 本发明属于生物医学领域,尤其涉及人体在体液量的测量。

### 背景技术

[0002] 机体含有大量的水分,这些水和溶解在水里的各种物质总称为体液,许多内分泌细胞所分泌的各种激素,就是借体液循环的通路对机体的功能进行调节的。

[0003] 体液调节主要作用是维持内环境稳态,内环境的稳态是细胞维持正常生理功能的必要条件,也是机体维持正常生命活动的必要条件,内环境稳态失衡可导致疾病,因此对生物在体液量的测量具有重要意义。

[0004] 现今用于生物在体液量测量的方案有很多,但基本都采用外科手术法:包括体液流出、组织穿刺、传感器植入。其中,体液流出的方法最为原始,但对使用者创伤大,测量结果常常容易受到管道阻塞和组织液淤积等各种问题的影响;对组织进行穿刺器械简单,但只能针对上皮组织,对于机体较深处的肌组织及结缔组织等在体液量的测量无法或很难实施,且穿刺的实施对医务人员手术的准确性和技巧性要求较高,术后又存在诸多并发症;传感器植入是一种同本发明一样做到实时测量的方案,需要将传感器在被检者的皮肤中留置,与该被检者的体液导通,但此方案植入和取出过程手术复杂,且一直埋入的电学器件和其线缆或电波对使用者健康影响较大。综上,这些有创检测是目前应用较多的方法,但这些方法不可避免地给使用者带来了更多的肢体痛苦和使用上的不便。

[0005] 可见,近几年来国内外对生物在体液量的检测方法也多有研究,但现今这些都只是针对有创检测的方案,能够在临床上高效准确地应用于专门测量在体液量的无创仪器尚不多见。

[0006] 基于离子感应原理,通过感应电场与测量极化电荷的方法,无需依赖分析即可得到跟生物液体总量或含量有直接相关关系的离子参数测量结果,分析空间极化效率,进而推断出液量;并通过生物体固体组织与细胞外液或贮液的介电特性差异进行分离与识别。且不会出现诸如肌肉横向和纵向导电性上的差别,而着重突出细胞外液与液体离子成分的介电参数,尤其关注在低频范围内,在该范围内液态成分具有介电常数稳定这一特殊性质可用于组分分离。

### 发明内容

[0007] 为了克服现有测量体液量方案的局限和不足,本发明抛弃传统的电阻抗通电电流测量方式,提出了一种便捷、准确的体液量测量方法以及及其生物电场测量设备,可适用于非接触式测定不同物体内外液量测定与成分特异识别的应用,包括人体不同部位处体内及体外液体或流量的测量,机械和地质结构等的含液量贮液量的测定。

[0008] 一种在无创式体液量测定方法,包括以下实施步骤:

[0009] 1、在使用者体外,非接触式固定一种生物在体液量测量设备;

[0010] 2、测量设备内置信号接收传感器接收经生物传导过来的电荷离子信号,转为电信

号传输给处理核心MCU;

[0011] 3、由处理核心MCU将上述传感器接收的信号,利用分析检测模型进行相关处理,绘出离子感应信号经过生物体的响应曲线,提取出使用者单纯液体的参数;

[0012] 所述的检测模型是:一、电荷离子分区排列分析模型,通过不同频点的数据,分析建立一个组织成分识别与分离模型,去除其他组织中电荷离子对即时电荷离子总量的贡献,去除离子即时值测量结果与实际液体含量的系统误差。二、多频点拟合分离模型,结合组织的衰减曲线函数关系的拟合,提取出非体液组织部分的指数或多项式等拟合函数系数,对随频率变化的组织系数,结合多频点先验函数进行拟合,并将其消减,线性地排除固体组织(肌肉、脂肪等)随频率变化的模型估计数据,收敛到稳定值,得到单纯液体的参数。

[0013] 4、再通过生物的液体参数和在各种体液量的一一对应关系,得出生物在体液量的测量数据。

[0014] 5、在上位机液晶显示屏的软件界面或移动客户端上显示出使用者此时在体液量的各项测量参数。

[0015] 一种用于上述方法的在体液量测量仪,它由探测传感器、通信电路、处理核心MCU、供电模块构成。其中,

[0016] 1、探测传感器,其通过感应电场与测量极化电荷的方法,可准确得出生物各项在体液量参数。

[0017] 2、通信电路,其将所述的感测数据和计算结果可灵活地通过多种方式传输至移动端、远端服务器等完成远程分析和储存环节。

[0018] 3、处理核心MCU,其接收所述感测数据,进行进一步的高性能分析和识别。依据相关处理结果,在移动端进行显示或报警,并进行实时记录和分析。

[0019] 4、供电电池,其用于提供各个环节工作所需的电能和电压,尤其是以挂载电池的方式提供独立电源,并通过电池充电与更换进行补充。

[0020] 上述在体液量测量仪还可包括网络模块,通过网络模块无线通信,将数据上传至具有提醒和待机功能的远程或近程联网设备。

[0021] 本发明的工作原理是,基于针对离子感应原理的分析方法、利用介电特性的多频测量识别方法。具体来说,可以认为离子产生电场依次穿越组织和体液,形成模型不同离子分区之间的串联模型。通过不同频点的数据,分析建立一个组织成分识别与分离模型,去除其他组织对即时总电荷离子的贡献,去除电荷离子即时值测量结果与实际液体含量的系统误差,不会因个体特异性存在过大的基准偏置,对液体含量的变化也更敏感,使得预警也更准确。对生物体进行检测时,利用纯水与细胞外液在10Hz-100MHz频率范围内介电常数的稳定不变而生物固体组织离子数量随频率敏感变化的生物特性。采用多频点测量方法通过代入经验函数计算各自的百分比/含量,去除非液体组织干扰提高液体测量的精度和即时性。结合组织的衰减曲线函数关系的拟合,提取出非体液组织部分的指数或多项式等拟合函数系数,对随频率变化的组织系数,结合多频点先验函数进行拟合,并将其消减,线性地排除固体组织(肌肉、脂肪等)随频率变化的模型估计数据,收敛到稳定值,得到单纯液体的参数。从而特异性地提取(去除固体组织后的)人体内部液体与体外液体的离子特性参数,并以此作为自动校正的基线,得到适用于人体并满足个性化差异的测量结果,同时无需等待和记录液体变动情况便可直接得出当前的液体含量,使得整个测量结果稳健而准确。同时

整个测量过程无需进行预先的数据初始化与人工校正。但如遇液体分布复杂或液固混合成分复杂的情况,也可部分地采用该测定算法,不使用多频点自校准设计,只通过静态或单频乃至多频点的个体数据进行离子分区排列模型的校正训练与数据统计。最终得出准确的在体液量的测量值。

[0022] 本发明的积极效果在于:

[0023] 1.本方法能够实时、快速的测量,无需等待和记录液体变动情况便可直接得出当前的液体含量,使得整个测量结果稳健而准确。不会给人造成附加影响,从而实时监控状况和掌握变化。

[0024] 2.本方法的测量方式便捷、无创,使用测量仪器测量过程中无需任何手术和场地,还可以装在如救护车和私人轿车等狭小空间以备急用,用户则可以自己在家发现问题和采取应急措施。

[0025] 3.本方法的使用过程安全、简单,测量仪器的工作只需要普通的低压直流电源或者锂电池,可以随处安放而不必担心工作环境维护和用电安全等问题。

[0026] 4.本方法专用于体液量的精确测量,测量对象专一,并采用上述特殊算法与模型与结构良好地实现了对噪声干扰、生理波动和测量误差的消除,得出清晰稳定的在体液量参数。

[0027] 5.本方法以低成本的方式实现了体液量测量的功能,测量仪器的硬件采用常用的器件和制版,具有工艺简单、材料易购等特点,便于进行量产,且能保证产品性能。

[0028] 6.本方法构成一个信息化系统,数字化采集、数字化管理,计算过程快速而准确,系统可编程可更改,适用范围广、便于参数修正,测量结果可以作为数据存储在存储器或服务器中,作为以后的临床记录和诊断凭据保留在数据库。

[0029] 7.本方法可长期记录个体的在体液量信息与数据,记录于后台数据库中,通过数据分析,可以统计出使用者的具体相关在体液量参数,并实现实时显示于前台数字化设备上供使用者进行参考查看等功能。

[0030] 8.本方法实现了自动化技术,其测量工作过程基本脱离人为因素和手术环节的影响,避免了由于人为失误和人员素质问题所造成的错误诊断及其不良影响。

## 附图说明

[0031] 图1.材料/空气间隔厚度增加对离子感应信号的衰减;

[0032] 图2.不同频率下各固体组织与血液的测量分数;

[0033] 图3.等量注水量与测得注水量的相关关系;

[0034] 图4.在体液量测量设备组成示意图。

[0035] 下面结合附图对本发明进一步说明。

## 具体实施方式

[0036] 一种非接触式体液量测定方法,包括以下实现步骤:

[0037] 1、建立电荷离子分区排列分析模型。

[0038] 可以认为离子产生电场依次穿越组织和体液,形成不同离子分区的串联模型。相应的可以写成公式:

$$[0039] \quad \frac{1}{N_1} + \frac{1}{N_2} + \frac{1}{N_{water}} + \dots = \frac{1}{N_{total}}$$

[0040] 基于此原理分析,与待测液体和介电常数较高的人体组织之间,不能存在太多介电常数过小的材料或者空气间隙,否则通过分区的串联,会因为小介电常数的介质存在而降低整体的离子值总量与灵敏度。而实际的实验中,根据采用将材料或空气间隙逐距增厚的实验中出现的现象,也证明了这一模型的合理性:因为随着无机间隔材料的逐层增加,测得体表的感应离子值呈现非线性降低并快速低于可测得下限。如图1所示。

[0041] 其中,因为材料/距离的增加粒度难以达到很细致的程度,所以在某些中间距离可以看到拐点而下降至邻近检测能力下限时的数值连线更是出现异常变化。但整个测量数据呈现的非线性快速下降趋势还是可以从看出。

[0042] 从另一方面,从上式分析,液体的总量,与总的感应离子值并无直接对应或换算关系,除非得知所有。但为了获得更多的“样本”信息获得更多的值,但当考虑从时域的积累变化获得额外信息时,从下式,

$$[0043] \quad \frac{1}{N_1} + \frac{1}{N_2 - \Delta N_2} + \frac{1}{N_{water} + \Delta N_{water}} + \dots = \frac{1}{N_{total} + \Delta N_{total}}$$

[0044] 可以发现:虽然液体体内含量或体外渗透排泄量的变化是感应离子值在不同时刻发生变动的主要贡献因素,但单纯依赖动态的分析和单纯的电荷离子分区排列公式,很难即时测定某时刻液量的数值。所以除了基于时间维度的数据进行液体增消的识别,本发明方法的设计上同时增加频谱特性的分析进行液体的特异性识别并附带识别其他非纯液体类型的物质。

[0045] 即通过不同频点的数据,分析建立一个组织成分识别与分离模型,去除其他组织对即时感应离子值的贡献,去除感应离子即时值测量结果与实际液体含量的系统误差,不会因个体特异性存在过大的基准偏置,对液体含量的变化也更敏感,使得预警也更准确。

[0046] 所以本说明书专门针对在体液量的特异性提取与分离计算方法,得到如下的计算模型:

[0047] 2、建立多频点拟合分离模型。

[0048] 与传统的电容水位测量技术不同,本说明书对生物体进行监测时,充分利用纯水与细胞外液在10Hz-100MHz频率范围内介电常数的稳定不变而生物固体组织容抗随频率敏感变化的生物特性。采用多频点测量方法通过代入经验函数计算各自的百分比/含量,去除非液体组织干扰提高液体测量的精度和即时性。

[0049] 实际测量中,结合电路发射带宽限制,选用如图2生物组织实验中10Hz-10MHz这些测量频点,该范围处于对纯水和血液均不敏感的范围,可近似认为是稳定不变的。图2中展示的针对该生物的不同组织多频点测量实验也证实所述频率范围内细胞外液的稳定性。

[0050] 其中,除了液体的恒定测量分数外(此处是血液参数,纯水自然也保持同样的稳定数值),其他的生物固体组织都呈现较为平滑和随频率上升单调下降的感应离子值响应曲线,可以以经验方程进行建模。

[0051] 之后具体的计算方法为:结合组织的衰减曲线函数关系的拟合,提取出非体液组织部分的指数或多项式等拟合函数系数,对随频率变化的组织系数,结合多频点先验函数

进行拟合,并将其消滅,线性地排除固体组织(肌肉、脂肪等)随频率变化的模型估计数据,收敛到稳定值,得到单纯液体的参数。

[0052] 实际计算过程中,类比于该生物个体的测量结果,参考临床数据进行响应函数建模,考虑到测量频率的密度和噪声情况,选用的二次函数进行最小二乘拟合法,分别针对不同生物真实的真皮、皮肤、脂肪和肌肉组织的介电常数临床数据进行响应量化,分别建立的经验方程系数。

[0053] 从而特异性地提取(去除固体组织后的)生物内部液体与体外液体的离子感应参数,并以此作为自动校正的基线,得到适用于不同生物并满足个性化差异的测量结果,同时无需等待和记录液体变动情况便可直接得出当前的液体含量,使得整个测量结果稳健而准确。

[0054] 实际过程中,实际需要求解一个线性方程组,而常常是超定方程组,形如:

$$[0055] \left\{ \begin{array}{ccc} [a_1(5.9+0.06x_1-0.07x_1^2)+K & a_2(9.3-1.0x_1+0x_1^2)] \cdot m = y_1 \\ M & O & M \end{array} \right\}$$

[0056] 其中,m用于量化绝对总量相对于测试样本的数值增益(因本计划书所述数值均是相对于应用实例测量设备输出的相对分值,图中以“Relative Scores”标注), $a_1 \dots a_n$ 表示不同组织或液体成分在整个倍样本组织感应离子值中所占的比例(即组织质量/体积的体现),各 $x_i$ 和 $y_i$ 分别表示i个不同离子分区频率下经验方程下得到的相对测量值和实际测得的总相对测量值。

[0057] 最终通过等量注水实验,得到去除固体组织参数后的结果相关性更强(实验环境控制),可以认为是几乎没有偏置且几乎等量线性相关的注水量估计曲线,如图3所示。

[0058] 整个测量过程无需进行预先的数据初始化与人工校正。但如遇液体分布复杂或液固混合成分复杂的情况,也可部分地采用该测定算法,不使用多频点自校准设计,只通过静态或单频乃至多频点的个体数据进行离子分区模型的校正训练与数据统计。最终得出准确的生物在体液量测量参数。

[0059] 一种用于上述方法的在体液量测量设备,如图4所示,它由探测传感器、通信电路、处理核心MCU、供电模块构成;

[0060] 其中

[0061] 1、探测传感器,其通过辐射电场与测量极化电荷的方法,可准确得出生物各项在体液量参数。

[0062] 2、通信电路,其将所述的感测数据和计算结果可灵活地通过多种方式传输至移动端、远端服务器等完成远程分析和储存环节。

[0063] 3、处理核心MCU,其接收所述感测数据,进行进一步的高性能分析和识别。依据相关处理结果,在移动端进行显示或报警,并进行实时记录和分析。

[0064] 4、供电电池,其用于提供各个环节工作所需的电能和电压,尤其是以挂载电池的方式提供独立电源,并通过电池充电与更换进行补充。

[0065] 上述在体液量测量设备还可包括网络模块,通过网络模块无线通信,将数据上传至具有提醒和待机功能的远程或近程联网设备。

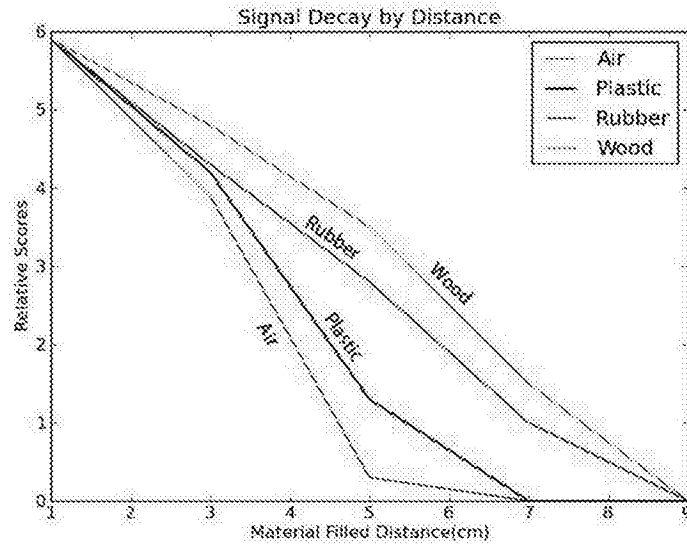


图1

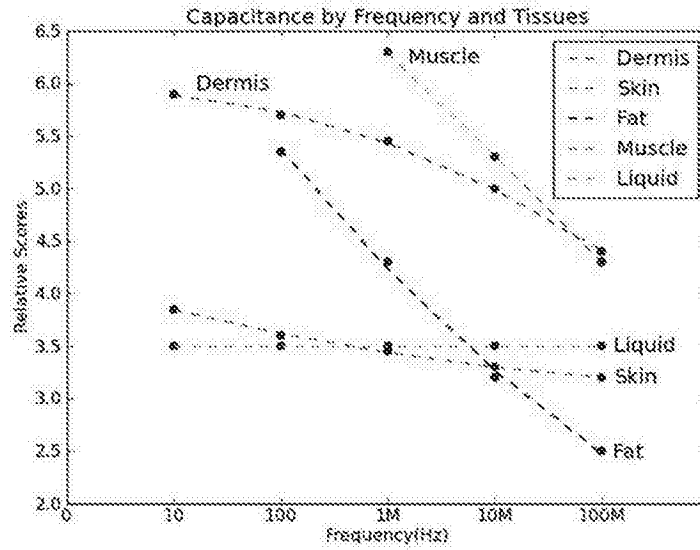


图2

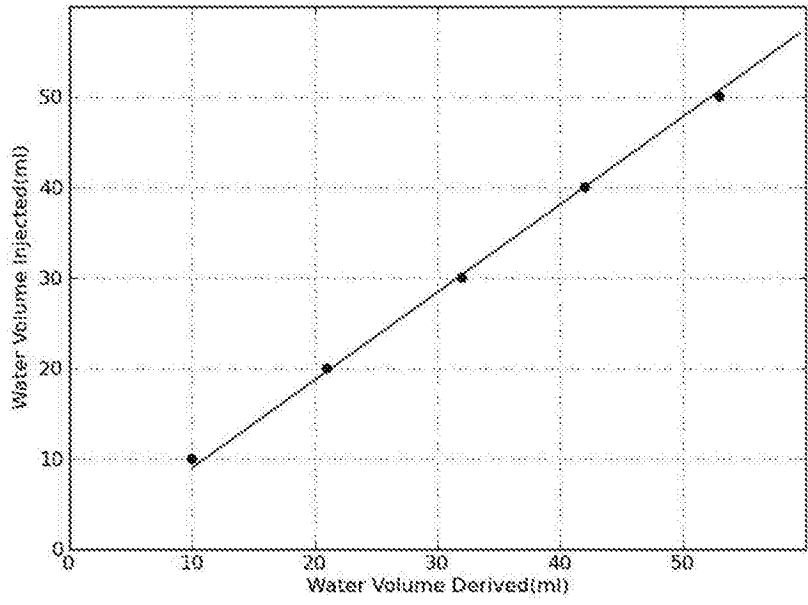


图3

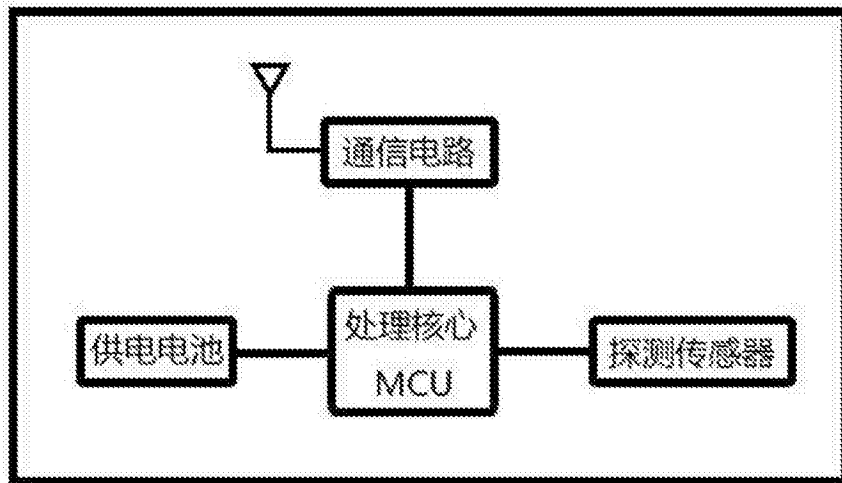


图4

专利名称(译)	基于离子感应原理的在体液量测定方法及在体液量测量仪		
公开(公告)号	<a href="#">CN105433911A</a>	公开(公告)日	2016-03-30
申请号	CN201610005832.1	申请日	2016-01-05
[标]申请(专利权)人(译)	李卓东		
申请(专利权)人(译)	李卓东		
当前申请(专利权)人(译)	李卓东		
[标]发明人	李卓东 毕文伟 赖波 王小波 王中克 夏欢 李强 王帅 李帼婧娴 何文劼 匡伟 马丹 张帅 冷奇芳 张立晨 屈浩 张迪 杨毅		
发明人	李卓东 毕文伟 赖波 王小波 王中克 夏欢 李强 王帅 李帼婧娴 何文劼 匡伟 马丹 张帅 冷奇芳 张立晨 屈浩 张迪 杨毅		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/4875 A61B5/6887 A61B5/6893 A61B5/7203 A61B5/7235 A61B2560/0214		
其他公开文献	CN105433911B		

## 摘要(译)

本发明公开了一种基于离子感应原理的在体液量测定方法及在体液量测量仪，本方法由电荷离子分区排列分析模型和多频点拟合分离模型组成，配套的测量仪由探测传感器、通信电路、处理核心MCU、供电电池构成。本发明可以对生物在体液量进行实时、快速分析，通过非接触、纯物理的方式可测得与在体液量总量有明显相关关系的离子感应电荷从而推断出在体液量。还可通过本测量仪得到的感应电荷值和温湿度上升的速率频率进行协同分析，评测吸湿性护理用品透气性、吸水性等以及监测舒适状况。此外，它还可包括移动端与远程服务器软件系统，在通信电路与测量仪连接后，可在移动端对测量仪进行远程操控，对上传的数据进行进一步的分析、存储、管理和可视化。

