

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 5/05

A61B 5/053

A61B 5/04

A61B 5/00

G06F 17/00

//G06F159 : 00



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510011875.2

[43] 公开日 2005 年 10 月 26 日

[11] 公开号 CN 1686048A

[22] 申请日 2005.6.6

[21] 申请号 200510011875.2

[71] 申请人 清华大学

地址 100084 北京市北京 100084 - 82 信箱

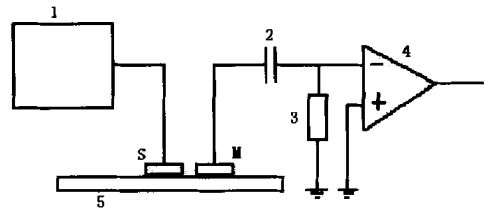
[72] 发明人 董永贵 周国麟 吕文尔

权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 1 页

[54] 发明名称 一种皮肤水分测量方法

[57] 摘要

一种皮肤水分测量方法，属于生物电阻抗测量技术领域。为了解决现有技术中皮肤水分测量装置的结构复杂、测量频率高、成本高的问题，本发明公开了一种皮肤水分测量方法，其特征在于：使用两个无表面绝缘层覆盖的金属电极做为测量探头，将探头接触待测皮肤表面以测量角质外层的等效电阻值；向探头提供的频率 50KHz 以下的方波信号；仅使用一个电路放大元件组成放大电路对所述测量探头接收到的响应信号进行放大处理；通过 AD 转换方法采集上述放大后的电压值，存储在单片机中，再根据存储在单片机中的电压值与水分含量值的关系表，查找出相应的水分含量值。本发明在测量原理、器件结构、实现成本上明显优于一般的皮肤水分测量方法。



ISSN 1008-4274

1. 一种皮肤水分测量方法，其特征在于：

使用两个无表面绝缘层覆盖的金属电极做为测量探头，将所述测量探头接触待测皮肤表面，使得待测皮肤表面直接电气连接到 RC 充放电回路中，测量对象是与所述测量探头相接触的皮肤角质外层的等效电阻抗值；

向所述测量探头提供的激励信号为频率 50KHz 以下的方波信号；

仅使用一个电路放大元件组成放大电路对所述测量探头接收到的响应信号进行放大处理；

通过 AD 转换方法采集上述放大后的电压值，存储在单片机中，再根据存储在单片机中的电压值与水分含量值的关系表，查找出相应的水分含量值。

2. 根据权利要求 1 所述的皮肤水分测量方法，其特征在于：所述放大电路采用模拟比较器的低频放大工作方式，对所述测量探头接收到的响应信号进行放大处理。

3. 根据权利要求 1 所述的皮肤水分测量方法，其特征在于：所述激励信号由单片机产生和控制。

4. 根据权利要求 1 所述的皮肤水分测量方法，其特征在于：所述的两个金属电极平行放置、同心圆式放置或叉指式放置。

5. 根据权利要求 1 所述的皮肤水分测量方法，其特征在于：所述的两个金属电极是矩形的。

一种皮肤水分测量方法

技术领域

本发明属于生物电阻抗测量技术领域，特别涉及一种用于测量人体皮肤水分含量的电阻抗测量方法。

背景技术

人体的皮肤主要由三个组织构成：皮下组织、真皮组织和上皮组织。上皮组织的最外围是由二十多层外皮细胞紧密堆叠起来的角质外层。虽然角质外层大概只有 20um 厚，但这层蛋白质膜覆盖了人体的所有表面，对在外部环境中维持生命活动具有重要作用。角质外层是防御细菌和化学物质的有效屏障，同时，它让人体的水分挥发保持在一个很低的水平，只有 0.2 到 0.5mg/h/cm²，这使人可以生活在极为干燥的环境。当它处在健康状态时，所含的水分要比不健康时多的多。只有包含多于 10%的水分时，角质外层才是柔韧的，否则，它会变硬而且脆弱。干燥的皮肤容易给人带来疾病。因此，测量人体皮肤（主要是角质外层）的水分含量可以作为评价皮肤的健康状态的重要方法。

最常见的皮肤水分测量方法是通过测量皮肤的电类参数（电容值、交流电导率等）间接测量皮肤角质层以及一部分表皮（共厚 100 μm）的含水量，其中比较常用的是测定皮肤的电容值。由于水的介电常数远远超过皮肤其他组成物如角蛋白和油脂，故水分的多少会影响皮肤的等效电容值，皮肤含水量越多，皮肤的介电常数越大。人体皮肤的水分含量难以通过测量仪器直接测量得到，在实际测量中，可以借助与水分含量大小相关的、容易被测量的辅助参数间接得到结果。一般的人体皮肤水分测量仪器是测量与电极接触的皮肤的等效电容，即建立皮肤的水分含量与其等效电容值的对应关系，通过电容的大小反映水分含量的大小。但因为等效电容的数值一般很小，测量仪器在结构上和电路上都有严格的要求。例如，电极与皮肤的接触压力会影响到等效电容的大小，所以需要为测量探头设计一个保证接触压力恒定的机械装置。测量的探头形状也很大的影响着测量效果，如叉指式还是同心圆式，不同的形式间差异很大，需要在探头上投入的成本也更多。而且，电容式的测量方法使用的激励信号的频率很高，一般在 100KHz 到几 MHz，而激励频率的不同对应着皮肤响应深度的不同，即高频的测量不能保证测量的对象只有角质外层，而涉及上皮组织甚至真皮组织是不利于测量的准确性的。

测量皮肤的等效电阻是水分测量的另一种常用方法。一般需要一个正弦波作为激励源，

由于影响到测量精度的问题，正弦波不能有太大的失真，而且要很好的稳定性，这对器件有较高的要求。同样的原因，电阻测量方法需要的鉴相器也有较高的要求。这就使得这个方法的成本比较高，不适宜使用在便携的领域。

发明内容

本发明的目的是要解决现有技术中皮肤水分测量装置的结构复杂、测量频率高、成本高的问题。本发明人通过分析人体皮肤的组织结构，结合对不同肤质人体皮肤的电学性能测试，发现如果将“电极——皮肤——电极”结构等效为一个电阻/电容网络，比起简单等效为一个单纯的电容或电阻，更能准确地反映人体皮肤的含水量。

因此，本发明提出了一种皮肤水分测量方法，其特征在于：使用两个无表面绝缘层覆盖的金属电极做为测量探头，将所述测量探头接触待测皮肤表面，使得待测皮肤表面直接电气连接到 RC 充放电回路中，测量对象是与所述测量探头相接触的皮肤角质外层的等效电阻抗值；向所述测量探头提供的激励信号为频率 50KHz 以下的方波信号；仅使用一个电路放大元件组成放大电路对所述测量探头接收到的响应信号进行放大处理；通过 AD 转换方法采集上述放大后的电压值，存储在单片机中，再根据存储在单片机中的电压值与水分含量值的关系表，查找出相应的水分含量值。

本发明采用的测量装置的结构主要由 4 个部分和两个电极组成，分别是方波发生器、电容、电阻、放大元件和探头电极。测量的探头是两个无表面绝缘层覆盖的金属电极 S 和 M，电极 S 作为输出激励信号的源电极，它与方波发生器直接相连，由方波发生器输出一个频率 50KHz 以下的方波信号作为激励信号；电极 M 是测量电极，接收从皮肤反射回来的响应信号，它与所述电容、所述电阻和地依次串联。从电容、电阻的连线处引出来接到响应信号的放大元件的负端输入处，经过放大元件放大后输出电压值，作为测量结果存储在单片机中。

本发明的工作原理主要是利用 RC 回路的充 / 放电性质实现的。由电阻、电容组成的基本充 / 放电电路，其特征参数是充 / 放电的时间常数，时间常数表征了电路的基本特性，即电路中电容上的电压变化的快慢程度。时间常数大的电路，电路中电容的电压变化相对缓慢，也就是需要的变化时间较长；反之则相反。时间常数可以由组成电路的电阻、电容计算得到，计算式子是： $\tau = R \times C$ 。当电路的电阻或者电容的值发生变化时，电路的充 / 放电常数也会发生变化。通过观察、测量时间常数 τ 的改变量，可以得知组成电路的元件参数的改变程度，这种改变量同时反映了电阻、电容的变化。当被测目标的属性是电阻和电容的联合体时，利用充 / 放电电路时间常数的特性，可以达到测量目标的电阻抗属性的目的。本发明人通过分析人体皮肤的组织结构，结合对不同肤质人体皮肤的电学性能测试，发现人体皮肤的结构在

电特性上可以等价电阻、电容串并连组成的电阻抗网络，这个网络表现出来的总体电阻抗特性随着皮肤水分含量的不同会出现很大的差异。利用充/放电电路的时间常数的变化特点可以将这个电阻抗网络的阻抗特性测量出来。

在本发明中，方波发生器、电极 S、皮肤、电极 M、电容、电阻和地顺次串联组成充/放电的 RC 回路。由方波发生器生成方波作为测量的激励信号，由于方波的生成比较容易实现，产生出来的方波信号在波形上还是频率上都可以简单而有效的控制，这就使本发明在应用时不需要复杂的正弦波发生器作为激励源。方波的频率限制在 50KHz 以下，并且可以方便地进行调节更改，这样能保证被测量的皮肤范围限定在角质外层。由于本发明的原理是把皮肤等效为电阻抗网络，在测量时要把其电阻抗直接电气连接到充/放电回路中，所以选用的测量探头是两个无表面绝缘层覆盖的金属电极。电极的放置形式可以因需要改变，可以平行放置，也可以同心圆式放置或叉指式放置；无论是哪种形式，测量时只要保证探头电极与皮肤充分接触即可，而不需要复杂的保持接触压力恒定的仪器结构。经过方波信号的激励，在电容和电阻的连线处节点的电压波形即是测量的响应信号，这个信号只要经过一个放大元件的处理就能得到测量的结果。

由测量电路得到的电压结果与皮肤的水分含量存在着对应关系。通过仪器标定的方法可以将这个对应关系以数据图表的形式存到仪器的寄存器里面，在实际使用时，由查表的方法找出测量到的电压值对应的水分含量值。标定的方法是使用吸水的滤纸作为模拟人体皮肤，滤纸的水分含量一方面可以由本发明所述方法测量出电压结果，另一方面可以通过烘干称重的方法求出滤纸含水量绝对值。这两个结果作比较，就可以求出本发明所述方法得到的电压值与水分含量的对应关系。标定后通过其它成熟的皮肤水分测量仪进行实际的人体皮肤测量的评价，得到的结果令人满意。

附图说明

图 1 为人体皮肤的结构示意图。

图 2 为实现本发明所述方法的测量装置示意图。

图 3 是电压值与水分含量值的关系示意图。

具体实施方式

下面结合附图详细说明本发明。

图 1 所示为人体皮肤的结构图，从表到里依次为角质外层 100（厚度 $5\sim 10\mu m$ ）、上皮组织 200（厚度 $100\sim 200\mu m$ ）、真皮组织 300（厚度 $2\sim 4mm$ ）和下皮组织 400。其中对皮肤健康程度影响最大的是角质外层 100 的水分含量，本发明所测量的对象就是角质外层 100 的

水分含量。

图 2 为实现本发明所述方法的测量装置示意图。实现本发明所述方法的一种测量装置，主要由 4 个部分和两个电极组成，分别是方波发生器 1、电容 2、电阻 3、放大元件 4 和探头电极。由方波发生器 1 生成频率 50KHz 以下的激励信号，经由电极 S 将激励信号输入到被测皮肤区域 5；由皮肤反射回来的响应信号通过测量电极 M 接收。方波发生器 1、电极 S、被测皮肤区域 5、电极 M、电容 2、电阻 3 和地顺次串联，组成一个 RC 的充/放电回路。被测皮肤的水分含量决定了回路的时间常数，这个时间常数由电容 2 和电阻 3 的连线节点电压反映出来，将这个点的电压信号由后续的放大元件 4 放大，得到大小合适的测量输出电压让后面的 AD 转换采集。

所述方波发生器 1 可以选用一个单片机控制缓冲器来实现。例如，可以采用 ATMEL 公司的 AVR 单片机芯片，这种单片机的 IO 端口内部带了缓冲器，作为输出端口时可以输出较大的电流；在本发明中方波发生器 1 可以直接由 AVR 单片机的 IO 端口实现，即编程使单片机的管脚输出的电压按照设定的频率进行高、低电平的变化，得到的输出信号就是一个方波激励信号。而且，AVR 单片机一般内置了 AD 模数转换器，可以采集模拟电压信号，这样就可以直接接收由放大元件 4 输出的测量信号，而无需外加 AD 转换芯片。通过单片机程序的设置，可以方便的实现激励信号处于 50KHz 以下的频率，而且可以通过改变具体的频率值来试验调试频率与测量皮肤区域范围的关系。

测量探头的两个电极 S 和 M，在使用时只要保证将被测皮肤区域有效的电气连接到测量电路即可。所以只要使用无表面绝缘层覆盖的不易磨损氧化的金属材料，而不需要严格的电极排列方式。使用时，两个电极可以采用平行放置方式，电极的形状可以为矩形，极板大小为 1 mm×2 mm，电极的材料可以选用金 Au。

放大元件为模拟比较器，采用低频放大工作方式，对所述测量探头接收到的响应信号进行放大处理，如采用模拟比较器 LM393 就可以有效地达到本发明的要求，具体的电路实施方式可以查阅 LM393 的使用文档。电压放大为 0~3V 的范围，这个电压由 AVR 单片机的 AD 转换通道采集。

图 3 是电压值与水分含量值的关系示意图。图中 V_0 是由测量电路得到的经放大的电压值，其数值大小与具体仪器的放大倍数等参数有关；M 是水分含量值。图中的点是通过标定找到的，对吸水滤纸样品运用本发明方法测量得到测量电压 V_0 、运用烘干称重的方法得到对应的水分含量值，由此可以画出图中的标定点。在此图中将电压值与水分含量值的关系用直线进行拟合，将这个线性关系以图表形式存储到 AVR 单片机的 EEPROM 中。

下面描述一个采用上述装置进行皮肤水分测量的实例。

首先，将上述电极 S 和 M 平行放置，接触待测皮肤表面，使得待测皮肤表面直接电气连接到 RC 充放电回路中，以检测角质外层的等效电阻抗值；利用 AVR 单片机向电极 S 和 M 提供的激励信号为频率 30KHz 的方波信号；使用模拟比较器 LM393 对电极 S 和 M 接收到的响应信号进行放大处理；通过 AD 转换方法采集上述放大后的电压值“200mV”，存储在 AVR 单片机中。根据图 3 的电压值与水分含量值的对应关系查找得到电压值“200mV”对应的水分含量值“37%”，这就是测量需要得到的最后结果，之后可以通过 LCD 显示出来。

从上述实例可以看出，与一般的电容式或电阻式的皮肤水分测量方法相比，本发明使用的测量探头不需要保持恒定压力等复杂结构，激励信号发生器的要求较低，后续测量信号的放大部分只需要一个放大元件就可以实现，而且 50KHz 以下的测量频率可以保证测量的皮肤区域在角质外层区域。所以，本发明在测量原理、器件结构、实现成本上优于一般的皮肤水分测量方法。

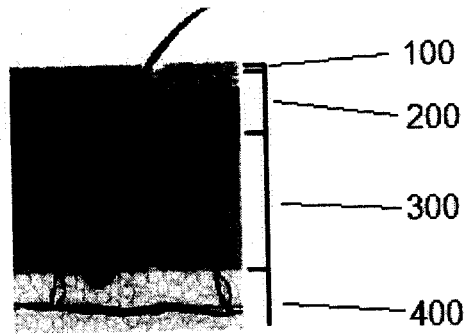


图 1

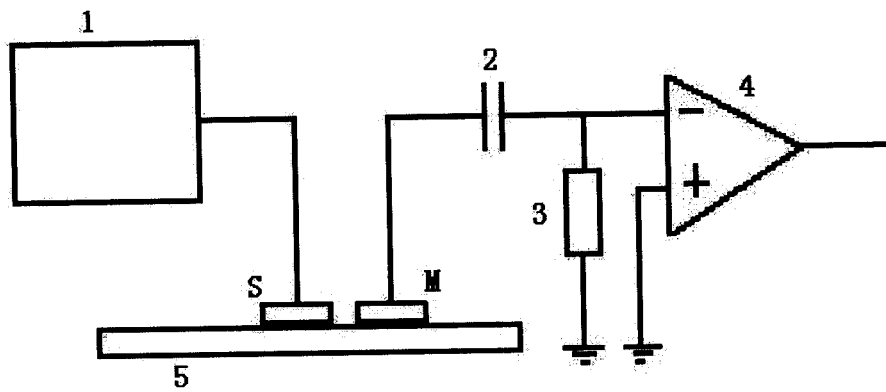


图 2

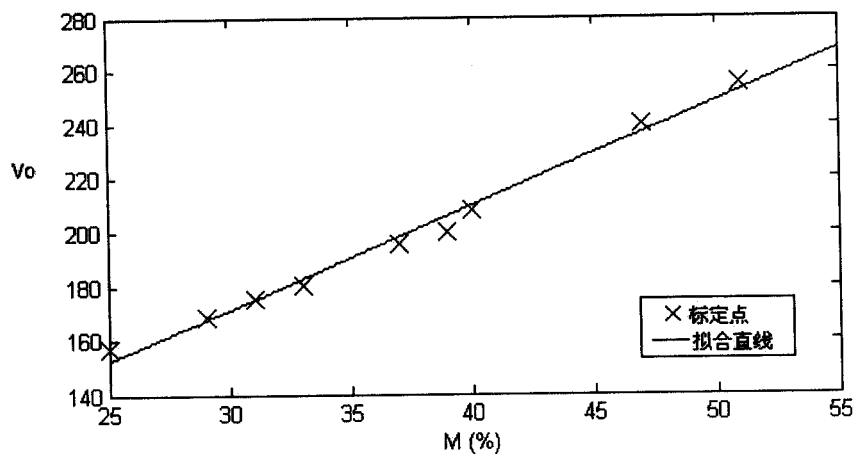


图 3

专利名称(译)	一种皮肤水分测量方法		
公开(公告)号	CN1686048A	公开(公告)日	2005-10-26
申请号	CN200510011875.2	申请日	2005-06-06
[标]申请(专利权)人(译)	清华大学		
申请(专利权)人(译)	清华大学		
当前申请(专利权)人(译)	清华大学		
[标]发明人	董永贵 周国麟 吕文尔		
发明人	董永贵 周国麟 吕文尔		
IPC分类号	A61B5/05 A61B5/053 A61B5/04 A61B5/00 G06F17/00		
其他公开文献	CN100346743C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种皮肤水分测量方法，属于生物电阻抗测量技术领域。为了解决现有技术中皮肤水分测量装置的结构复杂、测量频率高、成本高的问题，本发明公开了一种皮肤水分测量方法，其特征在于：使用两个无表面绝缘层覆盖的金属电极做为测量探头，将探头接触待测皮肤表面以测量角质外层的等效电阻抗值；向探头提供的频率50KHz以下的方波信号；仅使用一个电路放大元件组成放大电路对所述测量探头接收到的响应信号进行放大处理；通过AD转换方法采集上述放大后的电压值，存储在单片机中，再根据存储在单片机中的电压值与水分含量值的关系表，查找出相应的水分含量值。本发明在测量原理、器件结构、实现成本上明显优于一般的皮肤水分测量方法。

