



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109717841 B

(45) 授权公告日 2022.02.22

(21) 申请号 201910185382.2

A61B 5/24 (2021.01)

(22) 申请日 2019.03.12

(56) 对比文件

(65) 同一申请的已公布的文献号

US 2016270715 A1, 2016.09.22

申请公布号 CN 109717841 A

CN 103860172 A, 2014.06.18

(43) 申请公布日 2019.05.07

CN 203852348 U, 2014.10.01

(73) 专利权人 西南医科大学

CN 102488967 A, 2012.06.13

地址 646000 四川省泸州市龙马潭区香林
路1段1号

CN 107456613 A, 2017.12.12

WO 2012177807 A1, 2012.12.27

审查员 刘统

(72) 发明人 吴军 颜洪

(74) 专利代理机构 北京同恒源知识产权代理有
限公司 11275

代理人 赵荣之

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/277 (2021.01)

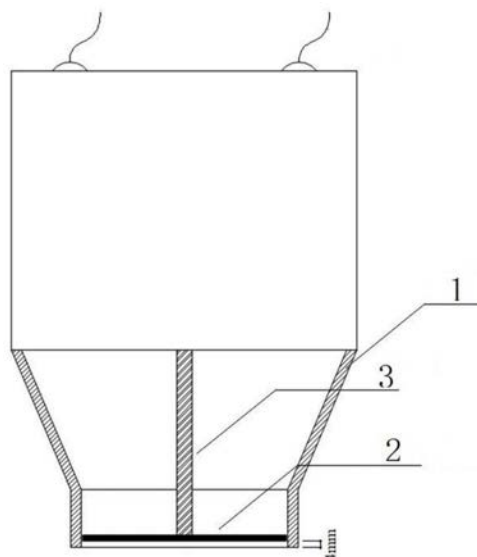
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54) 发明名称

一种皮肤病变内源性电场测量装置及方法

(57) 摘要

本发明涉及一种皮肤病变内源性电场测量装置,属于电子医疗装置领域,包括外壳,所述外壳内设有用于控制和处理信号的微处理器、用于滤除噪声干扰的滤波器、用于把模拟信号转换为数字信号的A/D转换器、用于存储数据的存储器,还包括时钟频率模块和电源模块,所述外壳一侧设置有用于采集皮肤病变时所产生的内源性电场测量的探测电极板以及用于显示测量数据的显示器;所述微控制器与滤波器、A/D转换器、存储器、时钟频率模块以及显示器连接,所述探测电极板通过电压放大器连接至微处理器,所述电源模块与所有器件连接以提供电源。本发明还包括一种皮肤病变内源性电场测量方法。



1. 一种皮肤病变内源性电场测量装置,其特征在于:包括外壳,所述外壳内设有用于控制和处理信号的微处理器、用于滤除噪声干扰的滤波器、用于把模拟信号转换为数字信号的A/D转换器、用于存储数据的存储器,还包括时钟频率模块和电源模块,所述外壳一侧设置有用于采集皮肤病变时所产生的内源性电场测量的探测电极板以及用于显示测量数据的显示器;

所述微处理器与滤波器、A/D转换器、存储器、时钟频率模块以及显示器连接,所述探测电极板通过电压放大器连接至微处理器,所述电源模块与所有器件连接以提供电源;

所述微处理器用于计算皮肤的内源性电场,具体如下:

计算探测电极片与皮肤表面之间在t时刻的距离:

$$d = d_0 + \Delta d \sin(\omega t) \quad (1);$$

其中 d_0 表示初始距离, ω 表示探测电极片的振动角频率;

计算在t时刻平行板电容器的电容值:

设平行板电容器在初始时刻的初始电容为 C_0 ,则:

$$C_0 = \frac{\epsilon S}{d_0} \quad (2)$$

式(2)中 ϵ 为耦合剂的介电常数;设 $\eta = \frac{\Delta d}{d_0}$,则在t时刻平行板电容器的电容值为:

$$C = \frac{\epsilon S}{d} = \frac{\epsilon S}{d_0 + \Delta d \sin(\omega t)} = \frac{\epsilon S}{d_0(1 + \eta \sin(\omega t))} = \frac{C_0}{1 + \eta \sin(\omega t)} \quad (3);$$

计算皮肤电势的值 U_1 :

平行板电容器上的电荷为 $Q = C(U_2 - U_1)$

则振动电极的电势 U_2 为:

$$\begin{aligned} U_2 &= R_1 \frac{dQ}{dt} = R_1 \frac{dC}{dt} (U_2 - U_1) + R_1 C \frac{d}{dt} (U_2 - U_1) \\ &= R_1 \frac{-\eta \omega C_0 \cos(\omega t)}{(1 + \eta \sin(\omega t))^2} (U_1 - U_2) - R_1 C \frac{dU_2}{dt} \end{aligned} \quad (4)$$

视 $dU_2/dt \ll U_1$,得到式(4)的近似通解:

$$U_2 = K e^{\eta \sin(\omega t)} + U_1 \quad (5)$$

式(5)中K为常数,根据边界条件来决定,在 $t=0$ 时刻, $U_2=0$,所以得出:

$$K = -U_1 \quad (6)$$

最终得出皮肤电势的计算关系式为:

$$U_1 = \frac{U_2}{1 - e^{\eta \sin \omega t}} \quad (7)$$

由于仪器测量到的是电压放大器输出端的电压,设为 U_0 ,则 $U_2 = U_0/A_u$,将其带入式(7)得到:

$$U_1 = \frac{U_0}{A_u(1 - e^{\eta \sin \omega t})} \quad (8)$$

其中 A_u 为电压放大器的放大倍数;

计算皮肤内源性电场的值:

由式(8)知皮肤电势与电阻值 R_1 的大小无关,由于皮肤内源性电场表示皮肤单位长度的电势差,所以,皮肤内源性电场的值为:

$$E = \frac{U_1}{b} = \frac{U_0}{A_u b (1 - e^{-\eta \sin \omega t})} \quad (9)$$

其中E表示皮肤内源性电场,b为探测电极板的宽度。

2. 根据权利要求1所述的皮肤病变内源性电场测量装置,其特征在于:所述探测电极板与压电陶瓷材料制成的圆柱体连接,再连接电压放大器。

3. 根据权利要求1所述的皮肤病变内源性电场测量装置,其特征在于:所述探测电极板为矩形金属板。

4. 根据权利要求1所述的皮肤病变内源性电场测量装置,其特征在于:所述外壳上显示器下方还设有控制按钮,包括启动测量的测量键,查看存储器中历史数据的上翻键和下翻键。

一种皮肤病变内源性电场测量装置及方法

技术领域

[0001] 本发明属于电子医疗装置领域,涉及一种便携式皮肤病变内源性电场测量装置及方法。

背景技术

[0002] 当皮肤发生肿瘤、烧伤、溃烂和切口性创伤,皮肤和肌肉组织会产生一个内源性电场,该内源性电场可以使得肌肉和皮肤组织的细胞发生迁移生长,可以加速肌肉和皮肤组织的愈合,如附图1所示。内源性电场 E 的大小可定义为皮肤组织内在单位长度上所产生的电势差。当皮肤发生烧伤、溃烂和切口性创伤时,可以外加一个外源性电场来加速组织愈合,但施加外源性电场需根据内源性电场大小来合理优化,以达到最佳效果——过大会使皮肤和肌肉组织烧伤,过小达不到最佳愈合速度。内源性电场也因人而异,个体差异较大。所以,测量内源性电场是很有必要的,在伤口愈合的几个不同阶段可根据内源性电场的大小,以便适当施加外源性电场作为伤口愈合的辅助作用。

[0003] 当皮肤发生肿瘤病变时,通过皮肤内源性电场大小可以对肿瘤的状况进行评估,并可对肿瘤的发展情况进行一定的预测。

[0004] 综上所述,设计并发明一款便携式皮肤病变内源性电场测量仪是很有必要的,具有十分重要的社会意义和临床价值。但目前,此类医疗仪器在国内仍处于空白。因此,本发明尚属首创。

发明内容

[0005] 有鉴于此,本发明的目的在于提供一种便携式的皮肤病变内源性电场测量装置及方法,在皮肤发生烧伤、溃烂以及创口性伤口时,测量出皮肤组织的内源性电场,为治疗时施加的外源性电场提供参考,以便提高皮肤组织的愈合速度并达到最优化;当皮肤发生肿瘤时,根据测量出的内源性电场,对皮肤肿瘤的状况进行评估,并在一定程度上预测其发展趋势。

[0006] 为达到上述目的,本发明提供如下技术方案:

[0007] 一种皮肤病变内源性电场测量装置,包括外壳,所述外壳内设有用于控制和处理信号的微处理器、用于滤除噪声干扰的滤波器、用于把模拟信号转换为数字信号的A/D转换器、用于存储数据的存储器,还包括时钟频率模块和电源模块,所述外壳一侧设置有用于采集皮肤病变时所产生的内源性电场测量的探测电极板以及用于显示测量数据的显示器;

[0008] 所述微控制器与滤波器、A/D转换器、存储器、时钟频率模块以及显示器连接,所述探测电极板通过电压放大器连接至微处理器,所述电源模块与所有器件连接以提供电源。

[0009] 进一步,所述探测电极板与压电陶瓷材料制成的圆柱体连接,再连接电压放大器。

[0010] 进一步,所述探测电极板为矩形金属板。

[0011] 进一步,所述壳体上显示器下方还设有控制按钮,包括启动测量的测量键,查看存储器中历史数据的上翻键和下翻键。

[0012] 另一方面,本发明提供一种适用于上述皮肤病变内源性电场测量装置的皮肤病变内源性电场测量方法,包括以下步骤:

[0013] S1:将探测电极板靠近待测处皮肤,形成平行板电容器;

[0014] S2:按下测量键,启动皮肤病变内源性电场测量装置进行测量;

[0015] S3:微处理器计算:出皮肤内源性电场;

[0016] S4:将计算出的皮肤内源性电场保存在存储器中。

[0017] 进一步,步骤S3包括:

[0018] S31:计算探测电极片与皮肤表面之间在t时刻的距离:

[0019] $d = d_0 + \Delta d \sin(\omega t)$ (1);

[0020] 其中 d_0 表示初始距离, ω 表示探测电极片的振动角频率;

[0021] S32:计算在t时刻平行板电容器的电容值:

[0022] 设平行板电容器在初始时刻的初始电容为 C_0 ,则:

$$[0023] \quad C_0 = \frac{\epsilon S}{d_0} \quad (2)$$

[0024] 式(2)中 ϵ 为耦合剂的介电常数;设 $\eta = \frac{\Delta d}{d_0}$,则在t时刻平行板电容器的电容值为:

$$[0025] \quad C = \frac{\epsilon S}{d} = \frac{\epsilon S}{d_0 + \Delta d \sin(\omega t)} = \frac{\epsilon S}{d_0(1 + \eta \sin(\omega t))} = \frac{C_0}{1 + \eta \sin(\omega t)} \quad (3);$$

[0026] S33:计算皮肤电势的值 U_1 :

[0027] 平行板电容器上的电荷为 $Q = C(U_2 - U_1)$

[0028] 则振动电极的电势 U_2 为:

$$[0029] \quad \begin{aligned} U_2 &= R_1 \frac{dQ}{dt} = R_1 \frac{dC}{dt} (U_2 - U_1) + R_1 C \frac{d}{dt} (U_2 - U_1) \\ &= R_1 \frac{-\eta \omega C_0 \cos(\omega t)}{(1 + \eta \sin(\omega t))^2} (U_1 - U_2) - R_1 C \frac{dU_2}{dt} \end{aligned} \quad (4)$$

[0030] 视 $dU_2/dt \ll U_1$,得到式(4)的近似通解:

$$[0031] \quad U_2 = K e^{\eta \sin(\omega t)} + U_1 \quad (5)$$

[0032] 式(5)中K为常数,根据边界条件来决定,在 $t=0$ 时刻, $U_2=0$,所以得出:

$$[0033] \quad K = -U_1 \quad (6)$$

[0034] 最终得出皮肤电势的计算关系式为:

$$[0035] \quad U_1 = \frac{U_2}{1 - e^{\eta \sin \omega t}} \quad (7)$$

[0036] 由于仪器测量到的是电压放大器输出端的电压,设为 U_o ,则 $U_2 = U_o/A_u$,将其带入式(7)得到:

$$[0037] \quad U_1 = \frac{U_o}{A_u(1 - e^{\eta \sin \omega t})} \quad (8)$$

[0038] 其中 A_u 为电压放大器的放大倍数;

[0039] S34:计算皮肤内源性电场的值:

[0040] 由式(8)知皮肤电势与电阻值 R_1 的大小无关,由于皮肤内源性电场表示皮肤单位

长度的电势差,所以,皮肤内源性电场的值为:

$$[0041] \quad E = \frac{U_1}{b} = \frac{U_0}{A_u b (1 - e^{-\eta \sin \omega t})} \quad (9)$$

[0042] 其中E表示皮肤内源性电场,a×b为探测电极板的长宽尺寸。

[0043] 本发明的有益效果在于:本发明把人体视为一个带电体,其内部组织视为等效RC电路网络。探测电极板与人体皮肤构成一个电容,在探测电极板高速振动时,皮肤电场在探测电极板上感生出一个与振动频率有关的交变电压,该电压被电压放大器(由运算放大器构成)放大后进行检测,可以对肿瘤的状况进行评估,并可对肿瘤的发展情况进行一定的预测。

[0044] 本发明的其他优点、目标和特征在某种程度上将在随后的说明书中进行阐述,并且在某种程度上,基于对下文的考察研究对本领域技术人员而言将是显而易见的,或者可以从本发明的实践中得到教导。本发明的目标和其他优点可以通过下面的说明书来实现和获得。

附图说明

[0045] 为了使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合附图对本发明作优选的详细描述,其中:

[0046] 图1为本发明所述皮肤病变内源性电场测量装置的系统框图;

[0047] 图2为本发明所述皮肤病变内源性电场测量装置的结构示意图;

[0048] 图3为探测时形成的平行电容板示意图;

[0049] 图4为探测原理示意图;

[0050] 图5为探测时探测电极板的位置示意图;

[0051] 图6为本发明所述皮肤病变内源性电场测量装置的操作界面示意图;

[0052] 图7为利用本发明装置在某两位患者皮肤伤口处测量结果统计图。

[0053] 附图标记:壳体1、探测电极板2、压电陶瓷圆柱体3。

具体实施方式

[0054] 以下通过特定的具体实例说明本发明的实施方式,本领域技术人员可由本说明书所揭露的内容轻易地了解本发明的其他优点与功效。本发明还可以通过另外不同的具体实施方式加以实施或应用,本说明书中的各项细节也可以基于不同观点与应用,在没有背离本发明的精神下进行各种修饰或改变。需要说明的是,以下实施例中所提供的图示仅以示意方式说明本发明的基本构想,在不冲突的情况下,以下实施例及实施例中的特征可以相互组合。

[0055] 其中,附图仅用于示例性说明,表示的仅是示意图,而非实物图,不能理解为对本发明的限制;为了更好地说明本发明的实施例,附图某些部件会有省略、放大或缩小,并不代表实际产品的尺寸;对本领域技术人员来说,附图中某些公知结构及其说明可能省略是可以理解的。

[0056] 本发明实施例的附图中相同或相似的标号对应相同或相似的部件;在本发明的描述中,需要理解的是,若有术语“上”、“下”、“左”、“右”、“前”、“后”等指示的方位或位置关系

为基于附图所示的方位或位置关系,仅是为了便于描述本发明和简化描述,而不是指示或暗示所指的装置或元件必须具有特定的方位、以特定的方位构造和操作,因此附图中描述位置关系的用语仅用于示例性说明,不能理解为对本发明的限制,对于本领域的普通技术人员而言,可以根据具体情况理解上述术语的具体含义。

[0057] 一方面,本发明提供一种皮肤病变内源性电场测量装置,如图1所示,包括外壳,所述外壳内设有用于控制和处理信号的微处理器、用于滤除噪声干扰的滤波器、用于把模拟信号转换为数字信号的A/D转换器、用于存储数据的存储器,还包括时钟频率模块和电源模块,所述外壳一侧设置有用采集皮肤病变时所产生的内源性电场测量的探测电极板2以及用于显示测量数据的显示器;

[0058] 所述微控制器与滤波器、A/D转换器、存储器、时钟频率模块以及显示器连接,所述探测电极板2通过电压放大器连接至微处理器,所述电源模块与所有器件连接以提供电源。

[0059] 所述探测电极板2与压电陶瓷材料制成的圆柱体连接,再连接电压放大器。

[0060] 所述探测电极板2为矩形金属板。

[0061] 述壳体1上显示器下方还设有控制按钮,包括启动测量的测量键,查看存储器中历史数据的上翻键和下翻键。

[0062] 可选地,探测电极板2为 $0.8 \times 0.4\text{cm}$ 的矩形金属板;

[0063] 探测电极板2处于静止状态时,探测电极板2距离皮肤的初始距离为 0.4cm ;

[0064] 探测电极板2由压电陶瓷圆柱体3连接,在测量时,探测电极板2处于高速振动状态,其振幅为 0.006cm ,振动频率为 1KHz (1000Hz)。

[0065] 另一方面,本发明提供基于上述装置的皮肤病变内源性电场测量方法,包括以下步骤:

[0066] S1:将探测电极板靠近待测处皮肤,形成平行板电容器;

[0067] S2:按下测量键,启动皮肤病变内源性电场测量装置进行测量;

[0068] S3:微处理器计算:出皮肤内源性电场;

[0069] S4:将计算出的皮肤内源性电场保存在存储器中。

[0070] 如附图3、图4所示,探测电极片与皮肤组织之间保持较近的距离,则可将探测电极片与皮肤之间视为一个平行板电容的两极,于是探测电极片与皮肤之间构成了一个电容。探测电极板由一个压电陶瓷材料构成的圆柱体相连接,所以,当施加一定频率的交变信号时,探测电极板可产生高速振动。

[0071] 设振动电极(即探测电极片)与皮肤之间的初始距离为 d_0 ,振动角频率为 ω ,则振动电极与皮肤表面之间在 t 时刻的距离为:

$$[0072] \quad d = d_0 + \Delta d \sin(\omega t) \quad (1)$$

[0073] 式(1)中设初始时刻为参考零时刻, t 时刻是相对零时刻的时间值。

[0074] 设平行板电容在初始时刻的初始电容为 C_0 ,则:

$$[0075] \quad C_0 = \frac{\varepsilon S}{d_0} \quad (2)$$

[0076] 式(2)中 ε 为耦合剂的介电常数。设 $\eta = \frac{\Delta d}{d_0}$,则在 t 时刻平行板电容器的电容值为:

$$[0077] \quad C = \frac{\varepsilon S}{d} = \frac{\varepsilon S}{d_0 + \Delta d \sin(\omega t)} = \frac{\varepsilon S}{d_0(1 + \eta \sin(\omega t))} = \frac{C_0}{1 + \eta \sin(\omega t)} \quad (3)$$

[0078] 另设皮肤上的电势为 U_1 (因为 U_1 变化极其缓慢,在一段时间内可认定为直流,所以在一定时间内 U_1 可视为常数),振动电极上的电势为 U_2 。则平行板电容器上的电荷为: $Q=C(U_2-U_1)$,则振动电极的电势 U_2 为:

$$[0079] \quad \begin{aligned} U_2 &= R_1 \frac{dQ}{dt} = R_1 \frac{dC}{dt} (U_2 - U_1) + R_1 C \frac{d}{dt} (U_2 - U_1) \\ &= R_1 \frac{-\eta \omega C_0 \cos(\omega t)}{(1 + \eta \sin(\omega t))^2} (U_1 - U_2) - R_1 C \frac{dU_2}{dt} \end{aligned} \quad (4)$$

[0080] 对式(4)要解微分方程并得出精确解析解是很困难的,在实际应用中可略掉高阶无穷小项(Δd 相对 d 非常小),且 U_2 的值很小,变化也很小,所以可认为 $dU_2/dt \ll U_1$ 。于是可得到式(4)的近似通解:

$$[0081] \quad U_2 = K e^{\eta \sin(\omega t)} + U_1 \quad (5)$$

[0082] 式(5)中 K 为常数,可根据边界条件来决定。在 $t=0$ 时刻, $U_2=0$,所以可得出:

$$[0083] \quad K = -U_1 \quad (6)$$

[0084] 所以,最终得出皮肤电势的计算关系式为:

$$[0085] \quad U_1 = \frac{U_2}{1 - e^{\eta \sin \omega t}} \quad (7)$$

[0086] 由于仪器测量到的是电压放大器输出端的电压,设为 U_o ,则 $U_2=U_o/A_u$,将其带入式(7)可得到:

$$[0087] \quad U_1 = \frac{U_o}{A_u(1 - e^{\eta \sin \omega t})} \quad (8)$$

[0088] 式(8)中 A_u 为电压放大器的放大倍数,由式(8)可知皮肤电势与电阻值 R_1 的大小无关。由于皮肤内源性电场表示皮肤单位长度的电势差,所以,皮肤内源性电场的值为:

$$[0089] \quad E = \frac{U_1}{b} = \frac{U_o}{A_u b(1 - e^{\eta \sin \omega t})} \quad (9)$$

[0090] 式(9)中 E 表示皮肤内源性电场, $a \times b$ 为探测电极板的长宽尺寸。

[0091] 本发明中的各参数具体取值如下:探测电极板取尺寸为 0.8×0.4 cm的矩形,其厚度为 0.8 mm。在静止状态时,探测电极板距离皮肤的初始间距 d_0 为 0.4 cm,振幅 $\Delta d=0.006$ cm。为了提高电压放大器的输入电压,并减小输入电流,所以附图1中的接地电阻 R_1 需要选择大阻值的电阻,本发明中取 R_1 为 $100M\Omega$ 。振动电极的振动频率取为 $f=1000$ Hz。由以上给定的数值,则可以得出:系数 $\eta=0.015$,角频率 $\omega=2\pi f=6280$ rad/s。为了便于计算,本电路在设计时把电压放大倍数调节到1000倍。

[0092] 于是可得到皮肤内源性电场的计算式为:

$$[0093] \quad E = \frac{U_o}{4(1 - e^{0.015 \sin 6280t})} \quad (10)$$

[0094] 在实际使用中,嵌入式微控制器只需要得到电压放大器的输出电压 U_o ,就可以根据式(10)来计算出皮肤内源性电场,皮肤内源性电场的单位为:mV/m。

[0095] 如附图5所示,先涂上耦合剂(耦合剂的作用是为了将皮肤内源性电场更好的感应到探测电极板上。如果是烧伤或者溃烂性伤口可不用涂抹耦合剂,只需轻轻接触即可),然

后将探测电极板的长边平行于伤口或者肿瘤的走向放置。具体操作界面如图6所示,只需按下测量键(S1键),就可根据式(10)计算出最终结果。仪器可以存储6组历史数据,可选择“上翻”(S2键)和“下翻”(S3键)键进行查阅。本发明得到了初步试用,在某两位患者伤口处的测量结果如图7所示。根据图7的结果可知,随着伤口的愈合,内源性电场的大小是随着时间减小的,这与实际情况是相符的。

[0096] 最后说明的是,以上实施例仅用以说明本发明的技术方案而非限制,尽管参照较佳实施例对本发明进行了详细说明,本领域的普通技术人员应当理解,可以对本发明的技术方案进行修改或者等同替换,而不脱离本技术方案的宗旨和范围,其均应涵盖在本发明的权利要求范围当中。

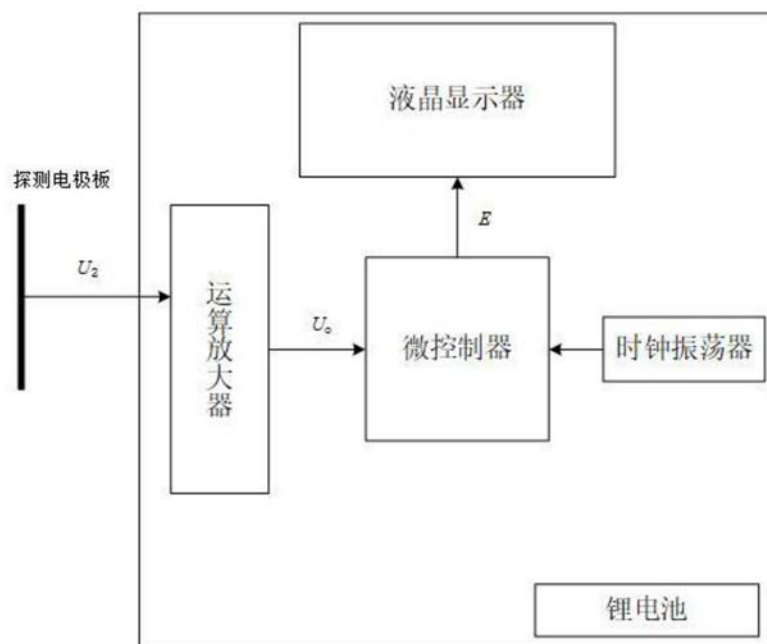


图1

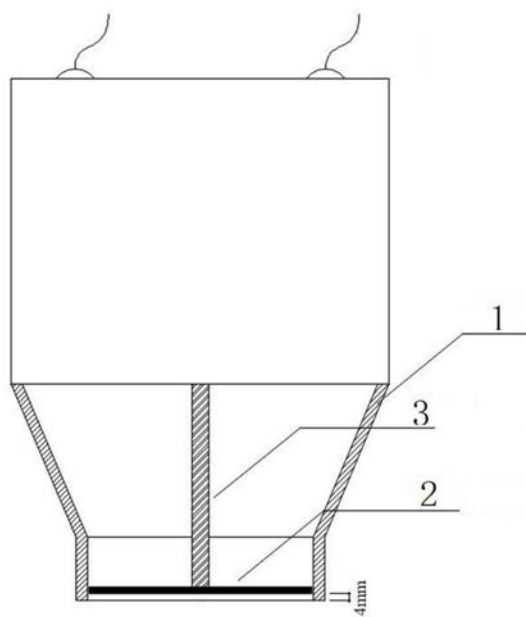


图2

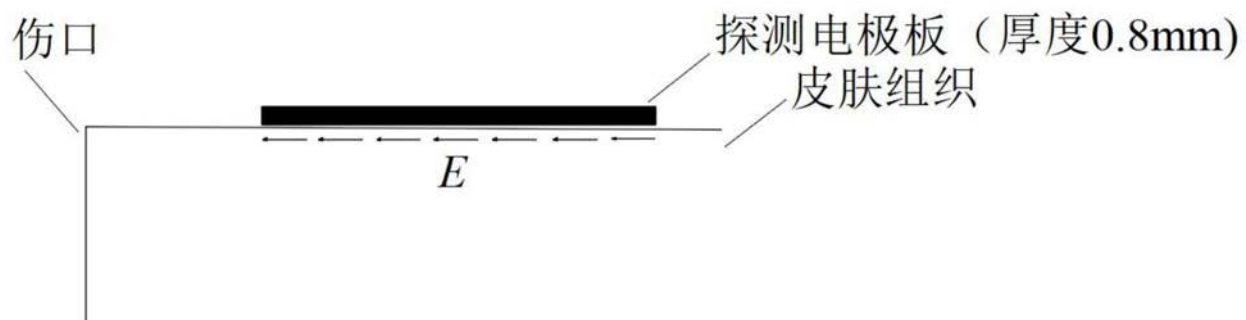


图3

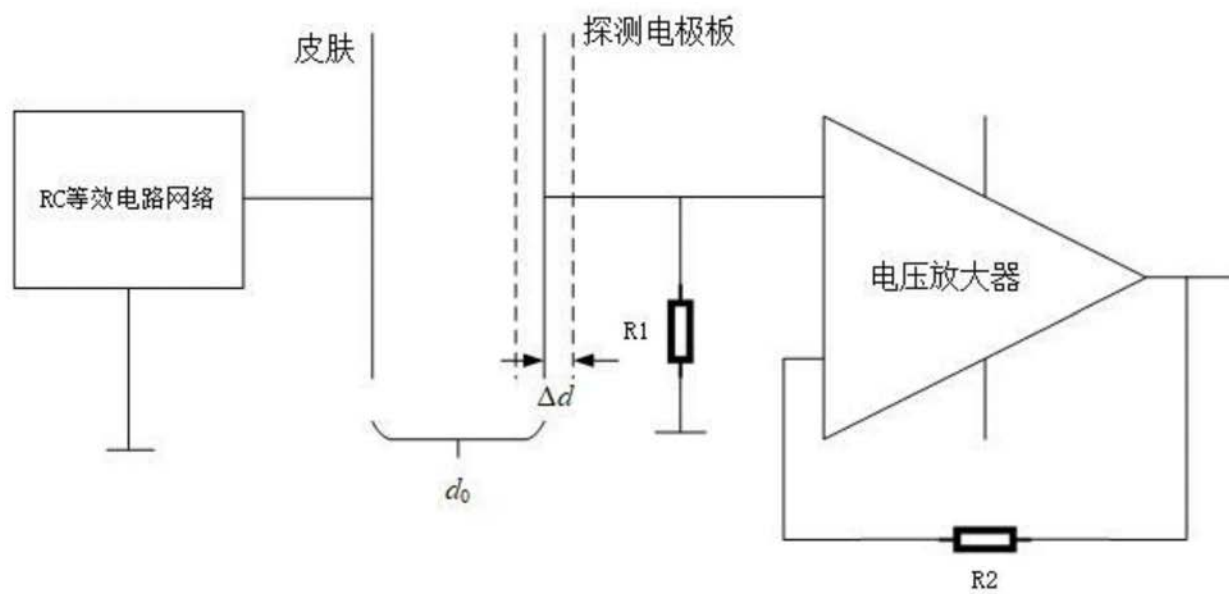


图4

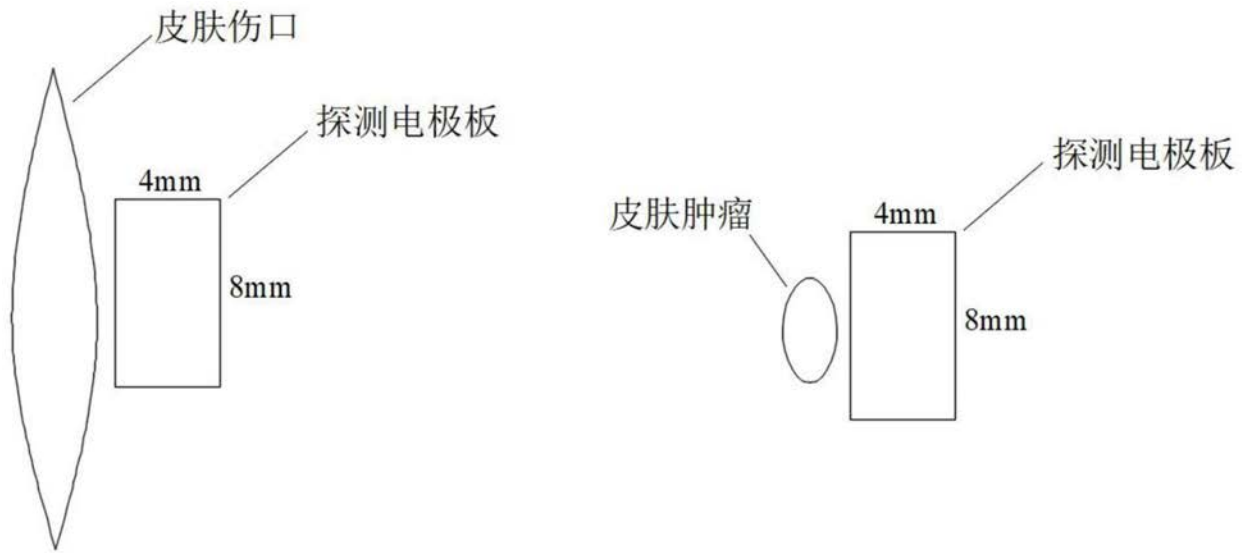


图5

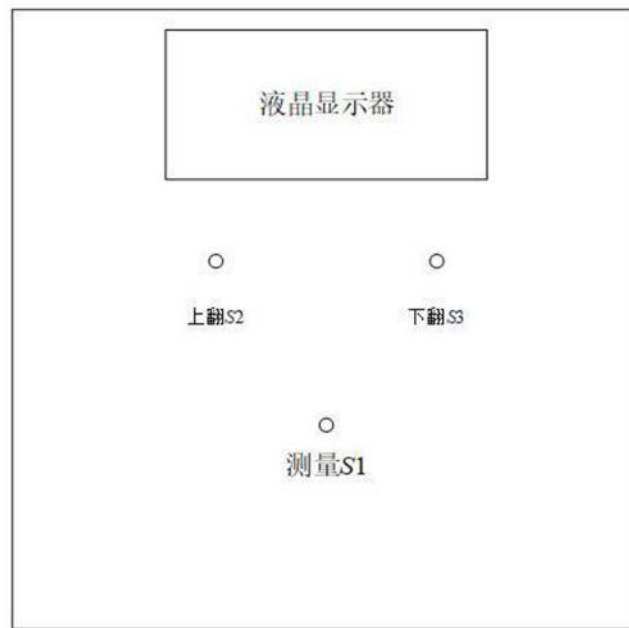


图6

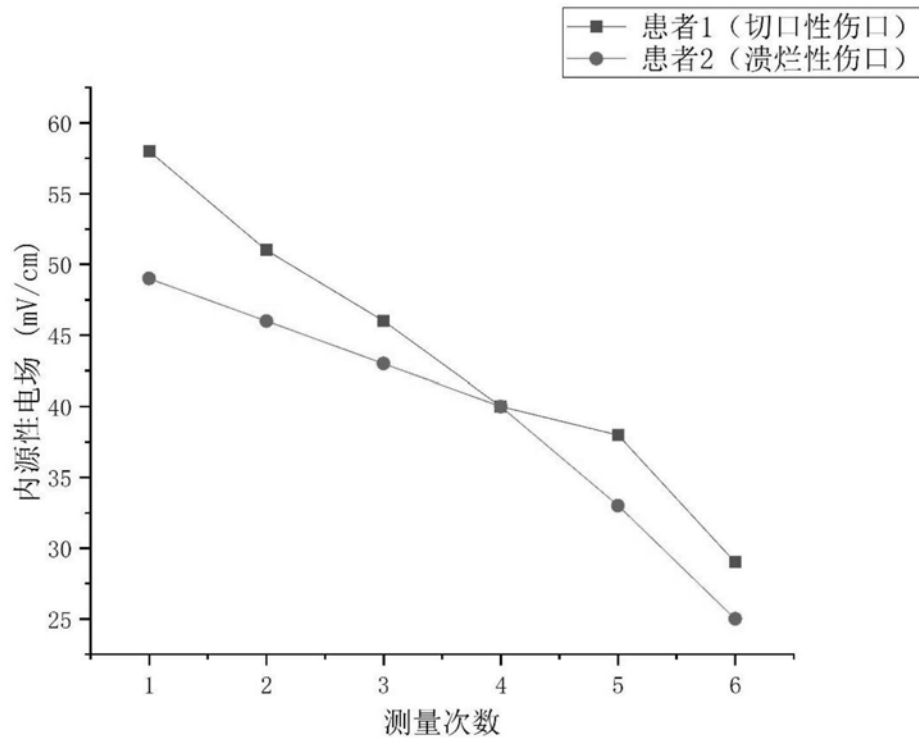


图7