



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110448374 A

(43)申请公布日 2019. 11. 15

(21)申请号 201910820243.2

(22)申请日 2019.09.01

(71)申请人 上海健康医学院

地址 201318 上海市浦东新区周祝公路279号

(72)发明人 李萍 单纯玉

(51)Int.Cl.

A61B 18/00(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/053(2006.01)

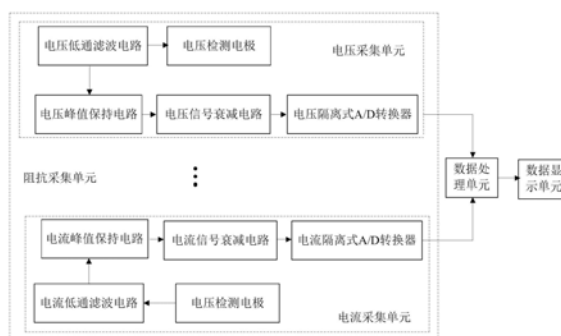
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

一种隔离式人体阻抗检测电路及检测方法

(57)摘要

本发明公开了一种隔离式人体阻抗检测电路及检测方法,包括脉冲发生器、数据处理单元、数据显示单元、一个或多个治疗电极以及一个通道或两个阻抗采集单元,所述脉冲发生器的输出端与治疗电极的输入端连接,阻抗采集单元的采集输入端还分别与治疗电极的输出端连接,阻抗采集单元的采集输出端与所述数据处理单元的输入端连接,还公开了其检测方法,通过一个或多个电压检测电极和电流检测电极接触人体的检测点,获得电压触发信号和电流触发信号;将电压触发信号和电流触发信号分别进行预处理后,送入数据处理单元内进行计算。本发明能进行人体阻抗检测,保证电穿孔效果,可起到实时监测消融效果,降低了检测设备电路的体积和重量。



1. 一种隔离式人体阻抗检测电路, 其特征在于: 包括脉冲发生器、数据处理单元、数据显示单元、一个或多个治疗电极以及一个通道或两个通道以上且用于采集人体阻抗的阻抗采集单元, 所述脉冲发生器的输出端分别与一个或多个所述治疗电极的输入端连接, 所述阻抗采集单元的采集输入端分别与所述治疗电极的输出端连接, 所述阻抗采集单元的采集输出端与所述数据处理单元的输入端连接, 该数据处理单元的输出端与所述数据显示单元连接。

2. 根据权利要求1所述的一种隔离式人体阻抗检测电路, 其特征在于: 每个所述阻抗采集单元至少包括一个电压采集单元和一个电流采集单元, 所述治疗电极包括电压检测电极和电流检测电极, 所述脉冲发生器的输出端分别与所述电压检测电极的输入端和电流检测电极的输入端连接, 所述电压采集单元包括电压低通滤波电路、电压峰值保持电路、电压信号衰减电路和电压隔离式A/D转换器, 所述电压检测电极的输出端通过电压低通滤波电路与所述电压峰值保持电路的输入端连接, 该电压峰值保持电路的输出端通过电压信号衰减电路、电压隔离式A/D转换器与所述数据处理单元的第一检测输入端连接; 所述电流采集单元包括电流低通滤波电路、电流峰值保持电路、电流信号衰减电路和电流隔离式A/D转换器, 所述电流检测电极的输出端通过电流低通滤波电路与所述电流峰值保持电路的输入端连接, 该电流峰值保持电路的输出端通过电流信号衰减电路、电流隔离式A/D转换器与所述数据处理单元的第二检测输入端连接。

3. 根据权利要求2所述的一种隔离式人体阻抗检测电路, 其特征在于: 所述电压低通滤波电路包括电阻R1和电容C1, 所述电压峰值保持电路包括第一运算放大器U1、整流二极管S1和电容C2, 所述电压信号衰减电路包括电阻R2、电阻R3和第二运算放大器U2, 所述电阻R1的一端与所述电压检测电极的输出端连接, 所述电阻R1的另一端分别与电容C1的一端和第一运算放大器U1的正极输入端连接, 该第一运算放大器U1的输出端与所述整流二极管S1的阳极连接, 该整流二极管S1的负极分别与电容C2的一端、电阻R2的一端和第一运算放大器U1的负极输入端连接, 所述电阻R2的另一端分别与所述电阻R3的一端和第二运算放大器U2的正极输入端连接, 该第二运算放大器U2的输出端分别与第二运算放大器U2的负极输入端和电压隔离式A/D转换器的采集输入端连接, 该电压隔离式A/D转换器的采集输出端与所述数据处理单元U的第一检测输入端连接, 所述电容C1的另一端、电容C2的另一端和电阻R3的另一端分别与地连接。

4. 根据权利要求2或3所述的一种隔离式人体阻抗检测电路, 其特征在于: 所述隔离式A/D转换器采用AMC1303MX转换器芯片。

5. 根据权利要求1或2或3所述的一种隔离式人体阻抗检测电路, 其特征在于: 所述检测电极输出的电压脉冲幅度为5V-3000V。

6. 根据权利要求1所述的一种隔离式人体阻抗检测电路, 其特征在于: 多个所述检测电极呈螺旋状或圆环状排列固定在一个基板上, 每个检测电极为8mm-12mm。

7. 一种利用2或3任一权利要求所述的一种隔离式人体阻抗检测电路进行人体阻抗的检测的方法, 其特征在于, 包括以下步骤:

步骤S1, 以治疗电极作为检测点, 至少通过一个电压采集单元和一个电流采集单元采集检测点的电压触发信号和电流触发信号, 所述治疗电极包括电压检测电极和电流检测电极, 将电压检测电极和电流检测电极接触人体的检测点, 然后向电压检测电极和电流检测

电极施加触发信号源,使电压检测电极和电流检测电极分别获得电压触发信号和电流触发信号;

步骤S2,将所述电压触发信号和电流触发信号分别经信号衰减、低通滤、压峰值保持、信号再衰减后送入隔离式A/D转换器,得到电压数字信号和电流数字信号;

步骤S3,将所述电压数字信号和电流数字信号送入数据处理单元内,并通过与预先设定的电阻=电压/电流计算模型进行计算,计算得出所测人体阻抗值,并在数据显示单元上进行显示。

8.根据权利要求6所述的一种隔离式人体阻抗的检测方法,其特征在于,还包括通过一个或多个电压检测电极和电流检测电极接触人体的检测点接触人体的检测点,向一个或多个电压检测电极和电流检测电极施加预设的触发信号源,在预定的时间内进行连续测量,获取到多个电压触发信号和电流触发信号的采样点值,再将多个采样点值与预先设定的电阻=电压/电流计算模型进行计算求平均值,计算得出所测人体阻抗值。

一种隔离式人体阻抗检测电路及检测方法

技术领域

[0001] 本发明属于人体阻抗测量技术领域,具体涉及一种隔离式人体阻抗检测电路及检测方法。

背景技术

[0002] 肿瘤消融治疗技术是指在图像引导下,将射频、微波、冷冻、激光、电场等能量极精准穿刺至肿瘤靶区,实施精准微创消融术,原位灭活肿瘤,是全新的精准微创手术。热消融通过对组织进行加热或冷冻,来破坏肿瘤细胞。目前临床广泛应用的物理消融技术包括氩氦刀冷冻消融,射频、微波和激光热消融等。这些消融技术尽管疗效确切、优点突出,但其主要缺点是对组织的破坏是无选择性的,即在消融区内除肿瘤组织外,正常的组织器官如血管、神经、胆管、胰管等均受到完全破坏。此缺点是导致消融术后出现并发症的主要原因,如临床常见的消融术后大出血、胆管系统损伤、肠管穿孔和神经功能障碍等。热消融的这种无选择性组织破坏使此项技术的临床应用风险大大增加,并严重限制其在临床的应用范围。此外,由于血流会带走热量,热消融效果受到血液灌注影响严重,而且热消融是导致组织坏死,不易排出体外。

[0003] 纳米刀消融术是将高压电场以微脉冲的形式传递到肿瘤细胞,改变细胞跨膜电势,造成脂类双分子层细胞膜上纳米级孔隙,增加细胞膜通透性,造成靶区肿瘤细胞不可逆电穿孔,最终导致肿瘤死亡。纳米刀消融的是活细胞,它在理论上保留的细胞基质和细胞周围的结构,对治疗区内血管、胆管和神经等组织影响较小,一般仅为可恢复性损伤,在结构和功能上仍然保持完整。而且由于纳米刀消融为非热消融,不受血流的影响,可以血管周围产生完整的细胞死亡。

[0004] 纳米刀消融过程,如果所施加的电场超过某一阈值,将导致细胞膜结构和细胞内稳态永久性破坏,引起免疫反应,从而导致细胞凋亡。根据不同的肿瘤,脉冲电场强度为1.5kV/cm,脉冲宽度为20~1000 μ s,脉冲幅度决定单次消融的体积,幅度单次消融的体积越大,最大输出电流可达50A,脉冲幅度为3kV,脉冲功率将达到150kW;脉冲幅度为4.5kV,脉冲功率将达到225kW。治疗过程中,当组织发生不可逆性电穿孔时,生物组织阻抗随着治疗过程在不断地变化,需要计算人体阻抗,保证电穿孔效果,实时监测消融效果。目前临床上多采用单极性方波脉冲,所用脉冲电场强度为1.5kV/cm,脉冲宽度为100 μ s,脉冲幅度为3kV的方波。由于生物组织阻抗随着治疗过程在不断地变化,治疗电极之间的阻抗可降到60 Ω ,直接测量人体阻抗安全性较低,也就是说,如果发生短路故障,能量将全部释放给患者,将造成灾难性后果

发明内容

[0005] 本发明要解决的技术问题是针对现有技术存在的不足,提供一种隔离式人体阻抗检测电路及检测方法,根据本发明的检测电路能进行人体阻抗检测,保证电穿孔效果,起到实时监测消融效果,并采用隔离式AD转换技术,提高了不可逆性电穿孔设备电路的电气安

全性,降低了电穿孔设备电路的体积和重量。为了实现上述目的,本发明采用的技术方案如下:

[0006] 根据本发明的一方面,提供了一种隔离式人体阻抗检测电路,包括脉冲发生器、数据处理单元、数据显示单元、一个或多个治疗电极以及一个通道或两个通道以上且用于采集人体阻抗的阻抗采集单元,所述脉冲发生器的输出端分别与所述一个或多个治疗电极的输入端连接,所述阻抗采集单元的采集输入端分别与所述治疗电极的输出端连接,所述阻抗采集单元的采集输出端与所述数据处理单元的输入端连接,该数据处理单元的输出端与所述数据显示单元连接,以治疗电极作为检测点,阻抗采集单元的采集输入端采集检测点的治疗脉冲信号的电压和电流。

[0007] 优选的,每个所述阻抗采集单元至少包括一个电压采集单元和一个电流采集单元,所述治疗电极包括电压检测电极和电流检测电极,所述脉冲发生器的输出端分别与所述电压检测电极的输入端和电流检测电极的输入端连接、所述电压采集单元包括电压低通滤波电路、电压峰值保持电路、电压信号衰减电路和电压隔离式A/D转换器,所述电压检测电极的输出端通过电压低通滤波电路与所述电压峰值保持电路的输入端连接,该电压峰值保持电路的输出端通过电压信号衰减电路、电压隔离式A/D转换器与所述数据处理单元的第一检测输入端连接;所述电流采集单元包括电流低通滤波电路、电流峰值保持电路、电流信号衰减电路和电流隔离式A/D转换器,所述电流检测电极的输出端通过电流低通滤波电路与所述电流峰值保持电路的输入端连接,该电流峰值保持电路的输出端通过电流信号衰减电路、电流隔离式A/D转换器与所述数据处理单元的第二检测输入端连接。

[0008] 优选的,所述电压低通滤波电路包括电阻R1和电容C1,所述电压峰值保持电路包括第一运算放大器U1、整流二极管S1和电容C2,所述电压信号衰减电路包括电阻R2、电阻R3和第二运算放大器U2,所述电阻R1的一端与所述电压检测电极的输出端连接,所述电阻R1的另一端分别与电容C1的一端和第一运算放大器U1的正极输入端连接,该第一运算放大器U1的输出端与所述整流二极管S1的阳极连接,该整流二极管S1的负极分别与电容C2的一端、电阻R2的一端和第一运算放大器U1的负极输入端连接,所述电阻R2的另一端分别与所述电阻R3的一端和第二运算放大器U2的正极输入端连接,该第二运算放大器U2的输出端分别与第二运算放大器U2的负极输入端和电压隔离式A/D转换器的采集输入端连接,该电压隔离式A/D转换器的采集输出端与所述数据处理单元U的第一检测输入端连接,所述电容C1的另一端、电容C2的另一端和电阻R3的另一端分别与地连接。

[0009] 优选的,所述隔离式A/D转换器采用AMC1303MX转换器芯片。

[0010] 优选的,所述检测电极输出的电压脉冲幅度为5V-3000V。

[0011] 优选的,多个所述检测电极呈螺旋状或圆环状排列固定在一个基板上,每个检测电极为8mm-12mm,各个电极在人体上形成螺旋状分布或圆环形环绕在人体上,检测人体深部组织的阻抗时,不单独使用额外检测电极,而是通过治疗电极检测,避免了对人体的二次损伤,降低了检测设备电路的体积和重量,每个电极分别与人体接触形成一个检测点,从而提高了阻抗检测的分辨精度,从而检测出各个电阻对应人体检测点之间的阻抗总和。

[0012] 本发明还提供了一种隔离式人体阻抗的检测方法,所述检测方法包括以下步骤:

[0013] 步骤S1,以治疗电极作为检测点,至少通过一个电压采集单元和一个电流采集单元采集检测点的电压触发信号和电流触发信号,所述治疗电极包括电压检测电极和电流检

测电极,将电压检测电极和电流检测电极接触人体的检测点,然后向电压检测电极和电流检测电极施加触发信号源,使电压检测电极和电流检测电极分别获得电压触发信号和电流触发信号;

[0014] 步骤S2,将所述电压触发信号和电流触发信号分别经信号衰减、低通滤、压峰值保持、信号再衰减后送入隔离式A/D转换器,得到电压数字信号和电流数字信号;

[0015] 步骤S3,将所述电压数字信号和电流数字信号送入数据处理单元内,并通过与预先设定的电阻=电压/电流计算模型进行计算,计算得出所测人体阻抗值,并在数据显示单元上进行显示。

[0016] 上述方案进一步优选的,所述检测方法还包括通过一个或多个电压检测电极和电流检测电极接触人体的检测点接触人体的检测点,向一个或多个电压检测电极和电流检测电极施加预设的触发信号源,在预定的时间内进行连续测量,获取到多个电压触发信号和电流触发信号的采样点值,再将多个采样点值与预先设定的电阻=电压/电流计算模型进行计算求平均值,计算得出所测人体阻抗值。

[0017] 综上所述,本发明由于采用了以上技术方案,有益效果在于:

[0018] (1)、发明的检测电路能进行人体阻抗检测,保证电穿孔效果,可起到实时监测消融效果,并采用隔离式AD转换技术,提高了不可逆性电穿孔设备电路的电气安全性,降低了穿孔设备电路的体积和重量。

[0019] (2)、本发明的峰值保持电路可将每个通道的100 μ s左右脉宽的脉冲峰值保持到300 μ s脉宽,峰值保持电路将脉冲成型后的峰值保持一段时间,作为后续信号衰减电路的输入。高频信号经过信号衰减模块进行信号衰减后进行AD数据转换,最重要的是进行对人体阻抗检测的隔离,本发明采用隔离式人体阻抗检测,不但观察电穿孔效果,而且也具有隔离作用。

附图说明

[0020] 为了更清楚地说明本发明实例或现有技术中的技术方案,下面将对实施实例或现有技术描述中所需要的附图做简单地介绍,显然,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实例,对于本领域普通技术人员来说,在不付出创造性的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0021] 图1是本发明的一种隔离式人体阻抗检测电路的原理框图;

[0022] 图2是本发明的一种隔离式人体阻抗检测电路的电路原理图;

[0023] 图3是本发明的一种隔离式人体阻抗的检测方法的检测流程图。

具体实施方式

[0024] 下面将结合本发明实例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0025] 根据本发明的一个方面,结合图1,本发明提供了一种隔离式人体阻抗检测电路,包括脉冲发生器、数据处理单元、数据显示单元、一个或多个治疗电极以及一个通道或两个

通道以上且用于采集人体阻抗的阻抗采集单元,所述脉冲发生器的输出端分别与一个或多个所述治疗电极的输入端连接,所述阻抗采集单元的采集输入端分别与所述治疗电极的输出端连接,所述阻抗采集单元的采集输出端与所述数据处理单元的输入端连接,该数据处理单元的输出端与所述数据显示单元连接,以治疗电极作为检测点,阻抗采集单元的采集输入端采集检测点的治疗脉冲信号的电压和电流。在本发明中,每个所述阻抗采集单元至少包括一个电压采集单元和一个电流采集单元,所述治疗电极包括电压检测电极和电流检测电极,所述脉冲发生器的输出端分别与所述电压检测电极的输入端和电流检测电极的输入端连接、所述电压采集单元包括电压低通滤波电路、电压峰值保持电路、电压信号衰减电路和电压隔离式A/D转换器,所述电压检测电极的输出端通过电压低通滤波电路与所述电压峰值保持电路的输入端连接,该电压峰值保持电路的输出端通过电压信号衰减电路、电压隔离式A/D转换器与所述数据处理单元的第一检测输入端连接;所述电流采集单元包括电流低通滤波电路、电流峰值保持电路、电流信号衰减电路和电流隔离式A/D转换器,所述电流检测电极的输出端通过电流低通滤波电路与所述电流峰值保持电路的输入端连接,该电流峰值保持电路的输出端通过电流信号衰减电路、电流隔离式A/D转换器与所述数据处理单元的第二检测输入端连接。

[0026] 在本发明中,结合图1和图2所示,所述电压低通滤波电路包括电阻R1和电容C1,所述电压峰值保持电路包括第一运算放大器U1、整流二极管S1和电容C2,所述电压信号衰减电路包括电阻R2、电阻R3和第二运算放大器U2,所述电阻R1的一端与所述电压检测电极的输出端连接,所述电阻R1的另一端分别与电容C1的一端和第一运算放大器U1的正极输入端连接,该第一运算放大器U1的输出端与所述整流二极管S1的阳极连接,该整流二极管S1的负极分别与电容C2的一端、电阻R2的一端和第一运算放大器U1的负极输入端连接,所述电阻R2的另一端分别与所述电阻R3的一端和第二运算放大器U2的正极输入端连接,该第二运算放大器U2的输出端分别与第二运算放大器U2的负极输入端和电压隔离式A/D转换器的采集输入端连接,该电压隔离式A/D转换器的采集输出端与所述数据处理单元U4的第一检测输入端连接,所述电容C1的另一端、电容C2的另一端和电阻R3的另一端分别与地连接。在本发明中,如图2所示,所述电流采集单元中电流低通滤波电路、电流峰值保持电路、电流信号衰减电路和电流隔离式A/D转换器的电路结构原理与电压采集单元中的电压低通滤波电路、电压峰值保持电路、电压信号衰减电路的结构原理相同,所述电流低通滤波电路包括电阻R11和电容C11,所述电流峰值保持电路包括第二运算放大器U11、整流二极管S11和电容C12,所述电流信号衰减电路包括电阻R12、电阻R13和第三运算放大器U12,所述电阻R11的一端与所述电流检测电极的输出端连接,所述电阻R11的另一端分别与电容C11的一端和第二运算放大器U11的正极输入端连接,该第二运算放大器U11的输出端与所述整流二极管S11的阳极连接,该整流二极管S11的负极分别与电容C12的一端、电阻R12的一端和第二运算放大器U11的负极输入端连接,所述电阻R12的另一端分别与所述电阻R13的一端和第三运算放大器U12的正极输入端连接,该第三运算放大器U12的输出端分别与第三运算放大器U12的负极输入端和电流隔离式A/D转换器U13的采集输入端连接,该电流隔离式A/D转换器U13的采集输出端与所述数据处理单元U4的第二检测输入端连接,所述电容C11的另一端、电容C12的另一端和电阻R13的另一端分别与地连接。

[0027] 以下以电压采集单元的工作原理作进一步阐述,所述电压检测电极输出的电压脉

冲幅度为5V-3000V,所述电压峰值保持电路由第一运算放大器U1,整流二极管S1和电容C2构成,通过电阻R1和电容C1构成低通滤波器对检测电极输出的脉冲波进行滤波,消除噪声干扰;由电阻R2和电阻R3构成电压衰减器,将输入电压衰减到250mv范围内,以防电压隔离式A/D转换器U3超量程,隔离式A/D转换器U3由AMC1303MX芯片承担,该芯片实现两种功能,其一是对人体阻抗检测的隔离作用,其二是进行AD数据转换。电压衰减器的输出经第二运算放大器构成的运算跟随器后,再送入电压隔离式A/D转换器U3的AINN端口,并由电容C3电容C4并联,对模拟电源5V AVDD端口所提供的标称电压进行滤波;隔离式A/D转换器U3的输出端是隔离的数字端,调制的数字信号由DOUT端口输出,并由电容C5和电容C6并联,对数字电源5V DVDD数字端口所提供的电源进行滤波,在本发明中,AMC1303MX的输出端DOUT输出的数字信号作为数据处理单元的数据输入信号,采用32位浮点式微处理器U3作为核心处理器对所采集的信号进行分析和处理,并将处理的结果在数据显示单元进行显示,微处理器U3采用TMS320F2837X处理器芯片进行计算,隔离式人体阻抗检测电路采用AMC1303MX芯片,该芯片为高精度调制器隔离输入和输出。如果开关发生短路故障,输出端与输入端隔离,能阻断能量向患者释放,从而保护患者的安全,应用AMC1303MX芯片不仅能进行AD数据转换,最重要的是进行对人体阻抗检测的隔离作用,保证对人体的安全。AMC1303MX是一款高精度 $\Delta-\Sigma$ ($\Delta \Sigma$) 调制器,输出与输入电路通过磁场抗干扰度较高的电容式双隔离栅进行隔离。根据DINV DE V 0884-10(半导体器件-安全绝缘用磁性电容耦合器标准)、UL1577(针对器件绝缘耐压、电压击穿等级评定标准)和CSA标准(Canadian Standards Association),该隔离栅经认证可提供高达7000V峰值的增强型隔离。当与隔离电源配合使用时,该隔离式调制器可防止共模高电压线路上的噪声电流进入本地系统接地,从而干扰或损害低电压电路,防止较低电压器件损坏。同时,隔离式调制器AMC1303MX针对直接连接分流电阻器或其它低电压等级信号源进行了优化,同时具有出色的直流和交流性能。通过使用适当的数字滤波器来抽取位流,可在78kSPS数据速率下实现85dB (13.8ENOB) 动态范围的16位分辨率。在高侧,调制器由5V (AVDD) 标称电压供电,而隔离数字接口则由3.3V或5V电源 (DVDD) 标称电压供电。当阻抗检测被启动后,检测电极检测的信号为方波脉冲,其脉冲宽度决定电极上的输出脉冲宽度。峰值保持电路将每个通道100 μ s左右脉宽的脉冲峰值保持到300 μ s脉宽,峰值保持电路将脉冲成型后的峰值保持一段时间,作为后续信号衰减电路的输入。高频信号经过信号衰减模块进行信号衰减后,作为隔离式A/D转换器的输入,AMC1303MX芯片不仅能进行AD数据转换,最重要的是进行对人体阻抗检测的隔离,根据电阻=电压/电流,计算得出人体阻抗。本发明采用隔离式人体阻抗检测,不但可观察电穿孔效果,而且也具有隔离作用。

[0028] 在本发明中,结合图1、图2和图3,还提供了一种隔离式人体阻抗的检测方法,包括以下步骤:

[0029] 步骤S1,以治疗电极作为检测点,至少通过一个电压采集单元和一个电流采集单元采集检测点的电压触发信号和电流触发信号(治疗脉冲信号的电压和电流),所述治疗电极包括电压检测电极和电流检测电极,将电压检测电极和电流检测电极接触人体的检测点,然后向电压检测电极和电流检测电极施加触发信号源,使电压检测电极和电流检测电极分别获得电压触发信号和电流触发信号;在本发明中可以通过一个或多个电压检测电极和电流检测电极接触人体的检测点,向电压检测电极和电流检测电极施加触发信号源,使

电压检测电极和电流检测电极分别获得电压触发信号和电流触发信号；多个所述电压检测电极和电流检测电极呈螺旋状或圆环状排列固定在一个基板上，每个检测电极为8mm-12mm，每个电极作为一个检测点，通过多个检测点进行多次重复测量，每次采集128或256个采样点的触发信号；对同一检测点持续测量10s，使得测得的人体阻抗值更精确；

[0030] 步骤S2，将所述电压触发信号和电流触发信号分别经信号衰减、低通滤、峰值保持、信号再衰减后送入隔离式A/D转换器，得到电压数字信号和电流数字信号，如图3所示；施加的触发信号源为纳米刀脉冲发生器，纳米刀脉冲发生器产生电脉冲，脉冲波形、幅度、重复频率、脉冲宽度和脉冲次数直接影响治疗效果，为此需要将电压触发信号和电流触发信号进行衰减、峰值保持和信号再次衰减后才能送入信号隔离及A/D转换以便获取电压数据输出和电流数据输出；由于在纳米刀消融过程，如果所施加的电场超过某一阈值，将导致细胞膜结构和细胞内稳态永久性破坏，引起免疫反应，从而导致细胞调亡。因此，通过电脉冲技术使哺乳动物的磷脂或者磷脂蛋白膜上产生不可逆电穿孔(IRE)，由哺乳动物细胞的典型值高达2.5kV/cm，为此，纳米刀脉冲发生器输出的脉冲电场强度必须足够高，才能保证电穿孔的效果，在哺乳动物细胞进行不可逆电穿孔时，纳米刀脉冲发生器采用方波输出波形，施加在检测电极(治疗电极1和治疗电极2)上恒定的电压范围为500V-5000V，重复频率在1-2Hz之间，脉冲宽度通常采用1 μ s到数百 μ s，脉冲次数在1~199次之间，为此，通过检测电极对人体进行纳米刀消融时，并进行对人体阻抗检测，获取消融时的电压数据和电流数据，以保证电穿孔效果，可起到实时监测消融效果；

[0031] 步骤S3，将所述电压数字信号和电流数字信号送入数据处理单元内，并通过与预先设定的电阻=电压/电流计算模型进行计算，计算得出所测人体阻抗值，并在数据显示单元上进行显示。

[0032] 在本发明中，通过一个或多个电压检测电极和电流检测电极接触人体的检测点接触人体的检测点，向一个或多个电压检测电极和电流检测电极施加预设的触发信号源，在预定的时间内进行连续测量，获取到多个电压触发信号和电流触发信号的采样点值，再将多个采样点值与预先设定的电阻=电压/电流计算模型进行计算求平均值，计算得出所测人体阻抗值，多个所述电压检测电极和电流检测电极呈螺旋状或圆环状排列固定在一个基板上，每个检测电极为8mm-12mm，对同一检测点持续测量10s，在这段测量时间内多次采样，得到128或256个采样点的，再通过电阻=电压/电流计算模型进行计算求平均值，使得测得的人体阻抗值更精确。

[0033] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已，并不用以限制本发明，凡在本使用新型的精神和原则之内，所作的任何修改、等同替换、改进等，均应包含在发明的保护范围之内。

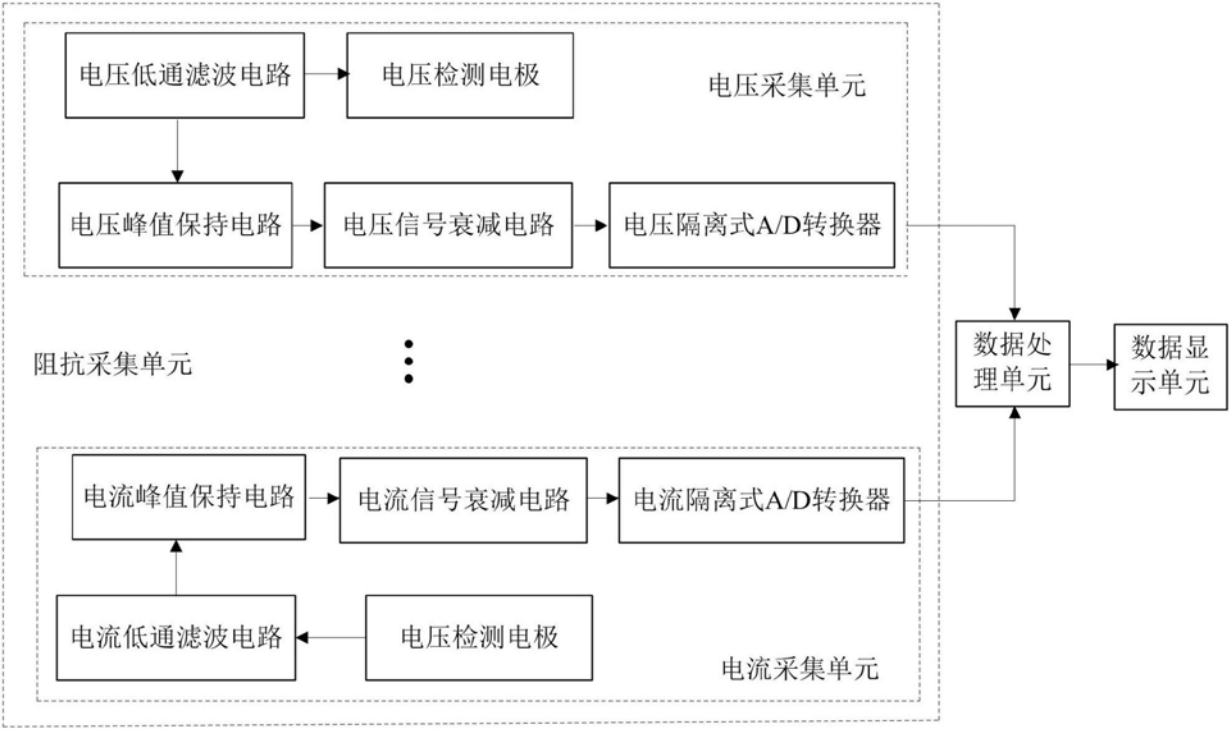


图1

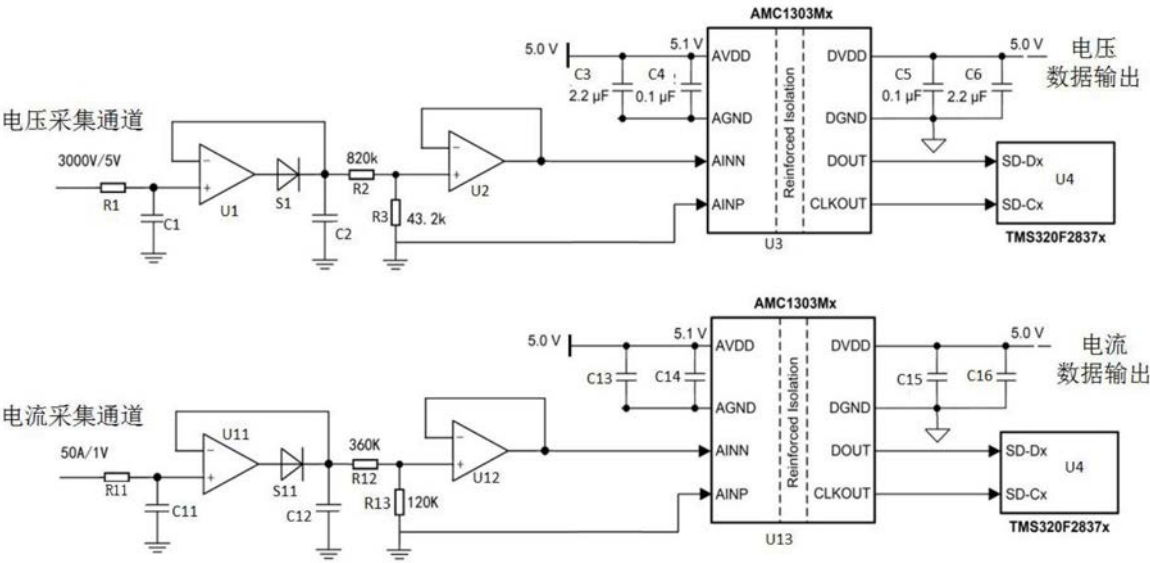


图2

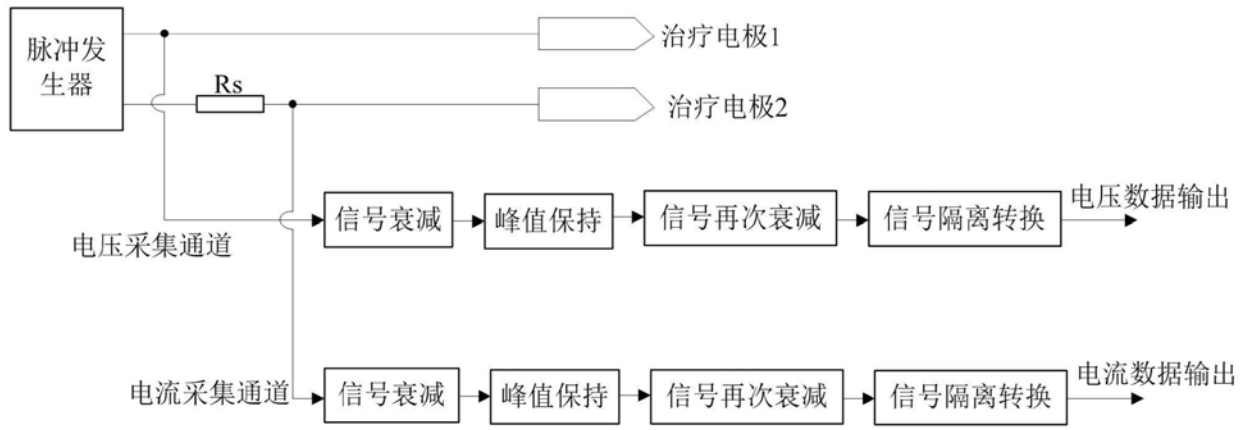


图3

专利名称(译)	一种隔离式人体阻抗检测电路及检测方法		
公开(公告)号	CN110448374A	公开(公告)日	2019-11-15
申请号	CN201910820243.2	申请日	2019-09-01
[标]申请(专利权)人(译)	上海健康医学院		
申请(专利权)人(译)	上海健康医学院		
当前申请(专利权)人(译)	上海健康医学院		
[标]发明人	李萍 单纯玉		
发明人	李萍 单纯玉		
IPC分类号	A61B18/00 A61B5/00 A61B5/053		
CPC分类号	A61B5/0538 A61B5/4836 A61B18/00 A61B2018/00577 A61B2018/00613 A61B2018/00827 A61B2018/00875 A61B2018/00892		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种隔离式人体阻抗检测电路及检测方法，包括脉冲发生器、数据处理单元、数据显示单元、一个或多个治疗电极以及一个通道或两个阻抗采集单元，所述脉冲发生器的输出端与治疗电极的输入端连接，阻抗采集单元的采集输入端还分别与治疗电极的输出端连接，阻抗采集单元的采集输出端与所述数据处理单元的输入端连接，还公开了其检测方法，通过一个或多个电压检测电极和电流检测电极接触人体的检测点，获得电压触发信号和电流触发信号；将电压触发信号和电流触发信号分别进行预处理后，送入数据处理单元内进行计算。本发明能进行人体阻抗检测，保证电穿孔效果，可起到实时监测消融效果，降低了检测设备电路的体积和重量。

