



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102961136 B

(45) 授权公告日 2014. 10. 29

(21) 申请号 201210507459. 1

(22) 申请日 2012. 11. 29

(73) 专利权人 中国人民解放军第四军医大学
地址 710032 陕西省西安市长乐西路 169 号

(72) 发明人 史学涛 董秀珍 尤富生 季振宇
付峰 刘锐岗 徐灿华 杨滨
代萌 漆家学 蔡占秀

(74) 专利代理机构 西安通大专利代理有限责任
公司 61200

代理人 汪人和

(51) Int. Cl.

A61B 5/053(2006. 01)

(56) 对比文件

- CN 101926647 A, 2010. 12. 29,
- CN 102138790 A, 2011. 08. 03,
- CN 101480337 A, 2009. 07. 15,
- CN 102106731 A, 2011. 06. 29,
- US 2006/0058694 A1, 2006. 03. 16,
- US 4117846 A, 1978. 10. 03,
- US 7660617 B2, 2010. 02. 09,

Herve Gagnon, et al., .A Resistive Mesh Phantom for Assessing the Performance of EIT Systems. 《IEEE TRANSCATIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING》. 2010, 第 57 卷 (第 9

期), 第 2257-2266.

Bernard Rigaud, et al., .Modular Cole Phantom for Parametric Electrical Impedance Tomography. 《18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society》. 1996, 第 794-795 页.

H Griffiths. Tissue Spectroscopy with Electrical Impedance Tomography: Computer Simulations. 《IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING》. 1995, 第 42 卷 (第 9 期), 第 948-954 页.

Stephen J. Dorgan, et al., .A Model for Human Skin Impedance During Surface Functional Neuromuscular Stimulation. 《IEEE TRANSCIONS ON REHABILITATION ENGINEERING》. 1999, 第 7 卷 (第 3 期), 第 341-348 页.

H Griffiths. A Cole phantom for EIT. 《Physiol. Meas. 》. 1995, 第 16 卷第 A29-A38 页.

Ping Hua, et al., .Finite Element Modeling of Electrode-Skin Contact Impedance in Electrical Impedance

(续)

审查员 戚永娟

权利要求书2页 说明书7页 附图2页

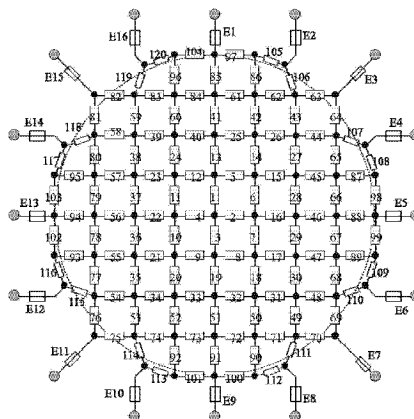
(54) 发明名称

一种用于电阻抗断层成像系统的定标装置

(57) 摘要

本发明公开了一种用于电阻抗断层成像系统的定标装置, 包括模拟电阻抗分布或其扰动变化的基本电阻抗单元和模拟电极/皮肤接触特性的电极/皮肤接触单元; 所述的基本电阻抗单元分布构成一个电导率已知的定标网络, 从定标网络的中心点到其边缘至少设有四层基本电阻抗单元; 所述的电极/皮肤接触单元由电极/皮肤接触阻抗模块和电极极化电位模拟模块共同构成, 且等间距分布在定标网络的四周, 与定标网络的最外层的基本电阻抗单元相连接。本发明提供的

装置可满足电阻抗断层成像数据采集系统性能与图像重构效果的评价需求。



[转 续 页]

[接上页]

(56) 对比文件

Tomography.《IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING》.1993, 第 40 卷 (第 1 期), 第 335-343 页 .

H Griffiths. A phantom for electrical impedance tomography. 《Clin. Phys. Physiol. Meas. 》. 1988, 第 9 卷第 15-20 页 .

1. 一种用于电阻抗断层成像系统的定标装置,其特征在于,包括:

模拟电阻抗分布或其扰动变化的基本电阻抗单元,和模拟电极/皮肤接触特性的电极/皮肤接触单元;

所述的基本电阻抗单元分布构成一个电导率已知的定标网络;

所述的电极/皮肤接触单元等间隔分布在定标网络的四周,与定标网络的最外层的基本电阻抗单元相连接;

所述的基本电阻抗单元的电阻抗与 Cole 公式所表述的组织电阻抗等效;

所述的电极/皮肤接触单元包括电极/皮肤接触阻抗模块和电极极化电位模拟模块;

所述的电极极化电位模拟模块由模数转换器、运算放大器、电阻和选通开关构成,利用模数转换器产生所需的输出电压 V_e ,通过由运算放大器和电阻构成的缓冲或加法器电路进行调理,再依据当前电极所处的状态,选通相应开关。

2. 如权利要求 1 所述的用于电阻抗断层成像系统的定标装置,其特征在于,所述的电导率已知的定标网络中,改变相应位置的基本电阻抗单元的等效电阻抗产生电阻率扰动。

3. 如权利要求 1 所述的用于电阻抗断层成像系统的定标装置,其特征在于,所述的基本电阻抗单元依据 Laplace 方程相互连接构成所需外形的定标网络。

4. 如权利要求 3 所述的用于电阻抗断层成像系统的定标装置,其特征在于,所述的电导率已知的定标网络中,围绕定标网络的中心点的第 n 层的基本电阻抗单元的个数为 $4n$ 个,每层电阻抗单元以中心点为中心均匀分布;从定标网络的中心点到其边缘至少设有四层基本电阻抗单元,最外层的电阻抗单元构成圆形区域。

5. 如权利要求 1 所述的用于电阻抗断层成像系统的定标装置,其特征在于,所述的电极/皮肤接触阻抗模块的构成为:电极双电层等效电容 C_e 与双电层等效漏电阻 R_e 相并联后,再与电极材料等效电阻 R_{es} 相串联。

6. 如权利要求 1 所述的用于电阻抗断层成像系统的定标装置,其特征在于,当电阻抗断层成像系统采用交流恒压激励-边界电压测量工作模式时,电极/皮肤接触单元的控制为:

1. 1) 当电极处于激励信号注入状态时,开关 K_1 导通,其余开关断开,激励电压经运算放大器 A_1 缓冲后,再通过由运算放大器 A_2 构成的加法器与电极极化电位 V_e 相加,最后经电极/皮肤接触阻抗模块注入定标网络;

1. 2) 当电极处于边界电压检测状态时,开关 K_4 导通,其余开关断开;经电极/皮肤接触阻抗模块传递过来的边界电压经运算放大器 A_4 缓冲后,再通过由运算放大器 A_3 构成的加法器与电极极化电位 V_e 相加,最后送给测量电路;

1. 3) 当电极处于激励信号流出状态时,开关 K_2 、 K_5 同时导通,其余开关断开;流经整个定标网络的激励电流经电极/皮肤接触阻抗模块流入运算放大器 A_5 的反相输入端,而电极极化电位 V_e 接 A_5 的同相端,激励电流将全部通过运算放大器 A_5 的反馈电阻流出,其输出电压与激励电流成正比。

7. 如权利要求 1 所述的用于电阻抗断层成像系统的定标装置,其特征在于,当电阻抗断层成像系统采用交流恒流激励-边界电压测量工作模式时,电极/皮肤接触单元的控制为:

2. 1) 当电极处于激励源注入或流出状态时,开关 K_3 导通,其余开关断开;激励电流直

接流入或流出电极 / 皮肤接触阻抗模块；

2. 2) 当电极处于边界电压检测状态时, 开关 K4 导通, 其余开关断开; 经电极 / 皮肤接触阻抗模块传递过来的边界电压经运算放大器 A4 缓冲后, 再通过由运算放大器 A3 构成的加法器与电极极化电位 V_e 相加, 送给测量电路。

一种用于电阻抗断层成像系统的定标装置

技术领域

[0001] 本发明属于电阻抗断层成像技术领域,涉及一种用于电阻抗断层成像系统的定标装置。

背景技术

[0002] 电阻抗断层成像技术是一种新型医学成像技术,该技术基于不同的生物组织具有不同的电阻率特性、病理生理功能的改变也会显著改变组织电阻抗特性这一特点,通过在人体目标区域贴放一圈体表电极,并通过这些电极向体内注入弱的、对人体完全无创的交流电流,再测量各电极上的响应电压信号,最后经特定的图像重构算法实现某一截面或区域内组织电阻抗特性的二维或三维分布状况的成像。由于该技术对人体无创无害,且相对现有成像设备而言,该技术具有结构简单、操作简便、设备便携、成像速度快、系统造价低等优点,能够满足长时间、动态观察病变部位的演变过程的特殊需求,因而有望弥补现有医学成像技术的不足,是当前相关领域的研究热点。

[0003] 在电阻抗断层成像技术研究中,高精度数据采集和高性能图像重构是这一技术研究的关键性问题。而在这些研究中,制作一个适于电阻抗断层成像系统应用的定标装置,用以产生一个标准的电阻抗分布场域并能模拟相关伤、病或生理状态引起的电阻抗扰动,从而进行电阻抗信号的检测与图像重构,对于数据采集系统的采集精度、图像重构算法的成像质量评价都有着极其重要的应用价值。

[0004] 为达到对数据采集系统或成像算法的有效评价,国内外的研究团队在电阻抗断层成像技术研究中,均构建了相应的成像定标模型。其中最为常见的是电阻抗分布数值模型,即通过数学仿真的方式构建一个圆形平面模型,对该模型进行有限元剖分并填充上相应的电阻率,再在其四周按等间隔的方式布置 16 个(个别小组选用 32 个)电极点进行激励信号的注入和响应电压的提取。这种模型虽然具有应用灵活,结果精确度高的特点,可较好地评价图像重构的效果,但因其为完全数学仿真计算得到,无法用于对电阻抗断层成像数据采集系统性能的检验与评估。为此,一些研究小组采用在盐水槽中放置玻璃棒、金属块、琼脂块、香蕉块等物品的方法构建电阻抗断层成像物理模型,并通过贴放于盐水槽壁的电极进行信号采集。这种模型虽然可以在一定程度上满足数据采集系统与图像重构算法的性能检验要求,但也存在着模型的电阻抗特性与人体组织相差较大且难以准确设定、扰动位置也难以精确定位的不足,难以达到对成像系统性能精确评价与衡量的目的。

[0005] 针对以上问题,Griffiths 在 1995 年报导了一个采用 192 个电阻、128 个电容共同构成的轮辐状阻容网络装置以用于电阻抗断层成像研究。但由于该装置结构过于简单,无法实现扰动位置的径向定位,因而也难以满足应用要求。

[0006] 此外,在电阻抗断层成像数据采集中,激励信号的施加与响应信号的测量均需通过与皮肤相连接的电极才能实现,而电极与皮肤之间的电信号转换过程是一种复杂的电化学反应过程,并会对电阻抗信号测量的准确性产生不可忽视的影响。然而,现有的模型均无法对这一过程进行模拟或控制,因而无法用于评价电极性能对成像的影响。

发明内容

[0007] 本发明解决的问题在于提供一种用于电阻抗断层成像系统的定标装置,该装置具有与人体组织相近的电阻抗特性分布,且能够相对准确地模拟出成像区域内不同位置、不同程度的电阻抗扰动,并能模拟电极 / 皮肤接触界面的影响。

[0008] 本发明是通过以下技术方案来实现:

[0009] 一种用于电阻抗断层成像系统的定标装置,包括:

[0010] 模拟电阻抗分布或其扰动变化的基本电阻抗单元,和模拟电极 / 皮肤接触特性的电极 / 皮肤接触单元;

[0011] 所述的基本电阻抗单元分布构成一个电导率已知的定标网络,从定标网络的中心点到其边缘至少设有四层基本电阻抗单元;

[0012] 所述的电极 / 皮肤接触单元等间隔分布在定标网络的四周,与定标网络的最外层的基本电阻抗单元相连接;

[0013] 所述的基本电阻抗单元的电阻抗与 Cole 公式所表述的组织电阻抗等效;

[0014] 所述的电极 / 皮肤接触单元包括电极 / 皮肤接触阻抗模块和电极极化电位模拟模块。

[0015] 所述的电导率已知的定标网络中,改变相应位置的基本电阻抗单元到中心点的等效电阻抗产生电阻率扰动。

[0016] 所述的基本电阻抗单元依据 Laplace 方程相互连接构成所需外形的定标网络。

[0017] 所述的电导率已知的定标网络中,围绕定标网络的中心点的第 n 层的基本电阻抗单元的个数为 4n 个,每层电阻抗单元以中心点为中心均匀分布;从定标网络的中心点到其边缘至少设有四层基本电阻抗单元,最外层的电阻抗单元构成圆形区域。

[0018] 所述的基本电阻抗单元的构成为:将电阻 R_p 与电容 C_p 并联之后,再与电阻 R_s 串

联,并设置 $R_s=R_\infty$, $R_p=R_0-R_\infty$, $C_p = \frac{1}{2\pi f_c(R_0 - R_\infty)}$;或者为:将电阻 R_s 与电容 C_p 串联之

后,再与电阻 R_p 并联,并设置 $R_p=R_0$, $R_s = \frac{R_0 R_\infty}{R_0 - R_\infty}$, $C_s = \frac{R_0 - R_\infty}{2\pi f_c R_0^2}$;

[0019] 其中, R_0 为组织直流时的阻抗, R_∞ 为组织频率无穷大时的阻抗, f_c 为组织的特征频率。

[0020] 所述的基本电阻抗单元的电阻抗频谱特性与所模拟的生物组织相近,改变电阻 R_p 、电容 C_p 、电阻 R_s 的参数以产生电阻抗扰动。

[0021] 所述的电极 / 皮肤接触阻抗模块的构成为:电极双电层等效电容 C_e 与双电层等效漏电阻 R_e 相并联后,再与电极材料等效电阻 R_{es} 相串联。

[0022] 所述的电极极化电位模拟模块由模数转换器、运算放大器、电阻和选通开关构成,利用模数转换器产生所需的输出电压 V_e ,通过由运算放大器和电阻构成的缓冲或加法器电路进行调理,再依据当前电极所处的状态,选通相应开关。

[0023] 所述当电阻抗断层成像系统采用交流恒压激励 - 边界电压测量工作模式时,基于图 5 所示的电极 / 皮肤接触单元的控制为:

[0024] 1. 1) 当电极处于激励信号注入状态时,开关 K1 导通,其余开关断开,激励电压经

运算放大器 A1 缓冲后,再通过由运算放大器 A2 构成的加法器与电极极化电位 V_e 相加,最后经电极 / 皮肤接触阻抗模块注入定标网络;

[0025] 1.2) 当电极处于边界电压检测状态时,开关 K4 导通,其余开关断开;经电极 / 皮肤接触阻抗模块传递过来的边界电压经运算放大器 A4 缓冲后,再通过由运算放大器 A3 构成的加法器与电极极化电位 V_e 相加,最后送给测量电路;

[0026] 1.3) 当电极处于激励信号流出状态时,开关 K2、K5 同时导通,其余开关断开;流经整个定标网络的激励电流经电极 / 皮肤接触阻抗模块流入运算放大器 A5 的反相输入端,而电极极化电位 V_e 接 A5 的同相端,激励电流将全部通过运算放大器 A5 的反馈电阻流出,其输出电压与激励电流成正比。

[0027] 所述当电阻断层成像系统采用交流恒流激励 - 边界电压测量工作模式时,基于图 5 所示的电极 / 皮肤接触单元的控制为:

[0028] 2.1) 当电极处于激励源注入或流出状态时,开关 K3 导通,其余开关断开;激励电流直接流入或流出电极 / 皮肤接触阻抗模块;

[0029] 2.2) 当电极处于边界电压检测状态时,开关 K4 导通,其余开关断开;经电极 / 皮肤接触阻抗模块传递过来的边界电压经运算放大器 A4 缓冲后,再通过由运算放大器 A3 构成的加法器与电极极化电位 V_e 相加,送给测量电路。

[0030] 与现有技术相比,本发明具有以下有益的技术效果:

[0031] 本发明提供的用于电阻断层成像系统的定标装置,应用有限的基本电阻抗单元,构建了能够精确模拟成像区域电阻抗分布的定标装置,基本电阻抗单元依据电磁场理论相互连接成所需形状的网络区域。各基本电阻抗单元均可精确模拟人体组织电阻抗频谱特性及其分布,并能产生幅度可控且能准确定位的电阻抗扰动以供电阻抗信号检测与图像重构使用,从而克服了传统的物理模型无法对背景与前景电阻抗特性精确设定与准确定位的不足,也克服了传统的数值计算仿真模型无法用于测量系统性能评价与标校的不足;

[0032] 本发明提供的用于电阻断层成像系统的定标装置,基于有限的基本阻容元件,构建了能够模拟人体组织电阻抗随测量频率变化特性的基本的电阻抗单元,克服了传统模型无法准确模拟组织电阻抗频谱特性的不足;

[0033] 本发明提供的用于电阻断层成像系统的定标装置,构建了独特的电极 / 皮肤接触单元,电极 / 皮肤接触单元近似等间距分布在定标网络的四周,可准确模拟信号采集过程中电极 / 皮肤间的接触阻抗与极化电压的影响。从而使模型能够精确模拟电极 / 皮肤接触界面的电化学反应对信号测量的影响,使得定性 / 定量分析电极 / 皮肤接触特性对成像数据采集的影响成为可能。

附图说明

[0034] 图 1 是本发明的电路结构示意图,其中,1 ~ 120 为基本电阻抗单元, E1 ~ E16 为电极 / 皮肤接触单元;

[0035] 图 2 是二维场内的电场分布等效电路图;

[0036] 图 3-1 是串联模型的基本电阻抗单元电路原理图;

[0037] 图 3-2 是并联模型的基本电阻抗单元电路原理图;

[0038] 图 4 是电极 / 皮肤接触界面等效电路图;

[0039] 图 5 是电极 / 皮肤接触单元电路原理图。

具体实施方式

[0040] 下面结合具体的实施例对本发明做进一步的详细说明,所述是对本发明的解释而不是限定。

[0041] 本发明提供的用于电阻抗断层成像系统的定标装置,包括:

[0042] 模拟电阻抗分布或其扰动变化的基本电阻抗单元,和模拟电极 / 皮肤接触特性的电极 / 皮肤接触单元;

[0043] 所述的基本电阻抗单元分布构成一个电导率已知的定标网络;

[0044] 所述的电极 / 皮肤接触单元均匀分布在定标网络的四周,与定标网络的最外层的基本电阻抗单元相连接。

[0045] 所述的电极 / 皮肤接触单元包括电极 / 皮肤接触阻抗模块和电极极化电位模拟模块。

[0046] 下面对用于电阻抗断层成像系统的定标装置,进行详细的说明。

[0047] 1、工作原理

[0048] 在电阻抗断层成像技术研究中,一般以检测一个均匀电阻率(或电导率)分布的圆形区域内的电阻率扰动为目标。因而评价系统性能的优劣应以对该区域内的电阻率绝对分布(静态成像)或其扰动(动态成像)的重构准确程度以及扰动目标所在位置的定位准确性为目标。故用于这一技术研究的定标系统应具有:背景电阻率分布均匀且其数值准确可知、扰动区域的电阻率相对变化与具体位置也精确可控的特点。

[0049] 其中,电阻率分布模拟的基本原理在于:

[0050] 根据 Laplace 方程,可以得到二维无源导体内任意点 (x, y) 处的电场分布偏微分方程:

$$[0051] \quad \sigma_x^* \frac{\partial^2 \phi}{\partial x^2} + \sigma_y^* \frac{\partial^2 \phi}{\partial y^2} = 0$$

[0052] 其中, σ_x^* 和 σ_y^* 分别为导体在点 (x, y) 附近沿 x 、 y 轴方向的复电导率, Φ 为该点处的电压,将其沿 x 、 y 轴方向离散可得:

$$[0053] \quad \sigma_x^* \frac{\phi_{x1} + \phi_{x2} - 2\phi_o}{h^2} + \sigma_y^* \frac{\phi_{y1} + \phi_{y2} - 2\phi_o}{h^2} = 0$$

$$[0054] \quad \Rightarrow \frac{\phi_{x1} - \phi_o}{Z_x} + \frac{\phi_{x2} - \phi_o}{Z_x} + \frac{\phi_{y1} - \phi_o}{Z_y} + \frac{\phi_{y2} - \phi_o}{Z_y} = 0$$

[0055] 其中 h 为点 x_1 、 x_2 、 y_1 、 y_2 到点 (x, y) 的间距, ϕ_{x1} 、 ϕ_{x2} 、 ϕ_{y1} 、 ϕ_{y2} 和 ϕ_o 分别为以上各点的电位, $Z_x = \frac{1}{\sigma_x^* h}$ 和 $Z_y = \frac{1}{\sigma_y^* h}$ 相当于各点到 (x, y) 点的等效电阻抗,因而该式

与如图 2 所示的电路等效。这样,当将这个点扩展到整个区域便可得到一个电导率分布已知的定标网络。将该网络扩展至一个相对较大的圆形区域,并改变相应位置的基本电阻抗单元 Z_x 、 Z_y 值便可达到在特定区域建立一个特定大小的电阻率扰动的目的。

[0056] 所选用的基本电阻抗单元依据 Laplace 方程相互连接构成所需外形的定标网络, 定标网络的外形可以根据具体需要来改变, 只要满足电导率的分布即可。

[0057] 依据以上的理论基础, 理论上, 在相同的面积条件下, 离散间距 h 越小, 即所用的基本电阻抗单元越多, 所建的模型越能精密模拟区域内的电阻率分布及其扰动的所在位置与变化程度。但在实际应用中, 基本电阻抗单元数目的增加不仅意味着电路结构复杂性的增加与成本的上升, 在高频条件下, 随着所用电子元器件的增多, 元器件本身的分布参数、热噪声以及元器件间的连接线所引起的分布参数均会对系统性能产生严重影响, 使其实际的电阻抗特性偏离预期。

[0058] 因而在综合定标模型的高频特性与模型的电阻率分布模拟精度的基础上, 比如可采用如图 1 所示的有限个基本电阻抗单元构成, 所构成的网络的中心点到边缘具有 4 层基本电阻抗单元。本实施例利用一系列参数已知的精密电阻电容元件, 结合相应的电子线图, 建立了相应的定标装置。

[0059] 由用于电阻抗分布模拟的基本电阻抗单元 1 ~ 120 和用于电极 / 皮肤接触界面模拟的电极 / 皮肤接触单元 E1 ~ E16 共同构成。

[0060] 具体的, 所述的基本电阻抗单元的分布为由中心区域和四个弧形区域构成的圆形网络; 由 84 个基本电阻抗单元构成中心区域, 将中心区域分割为 36 个矩形, 每个矩形的每条边上设置一个基本电阻抗单元; 弧形区域包括位形成接近圆弧的 4 个基本电阻抗单元和与中心区域连接的 5 个基本电阻抗单元;

[0061] 电极 / 皮肤接触单元的分布为: 中心区域的四个角个连接一个电极 / 皮肤接触单元, 圆弧区域的中间连接一个电极 / 皮肤接触单元, 并间隔两个基本电阻抗单元连接一个电极 / 皮肤接触单元。

[0062] 在采取集成化工艺, 将基本电阻抗单元的元件间引线、分布参数与体积大幅缩小的前提下, 网络可以进一步拓展为含有更多的单元结构的定标装置。

[0063] 当然, 基本电阻抗单元的分布也可以为其他形式的网络构成, 对此不做特别的限定。

[0064] 2、基本电阻抗单元

[0065] 活性生物组织是由细胞及细胞间质共同组成。细胞外围的细胞膜具有低的漏电特性, 表现为容性阻抗。细胞质与细胞间质相类似, 表现为纯电阻特性。因而, 生物组织的电阻抗特性随测量频率而变化。在生物电阻抗测量与分析中, 常采用 Cole 公式来描述其电阻抗随测量频率的变化特性:

$$[0066] \quad Z = R_{\infty} + \frac{R_0 - R_{\infty}}{1 + (jf / f_c)^{\alpha}}$$

[0067] 式中, f 为测量频率, j 为虚数符号: $j^2 = -1$ 。 Z 为频率为 f 时的电阻抗值, R_0 为直流时的电阻抗值, R_{∞} 为频率无穷大时的电阻抗值, f_c 为组织的特征频率, α 为散射系数。其中, α 为处于 0 到 1 之间的数, 与构成组织的细胞的形态与结构的一致性相关: 当细胞外形与结构完全一致时, α 为 1。 α 值越小, 组织形态越不一致。

[0068] 在 $\alpha = 1$ 的前提下, 只要在图 3-1 所示的串联阻容网络中, 将电阻 R_p 与电容 C_p 并联之后, 再与电阻 R_s 串联;

[0069] 设置 $R_s=R_\infty$, $R_p=R_0-R_\infty$, $C_p = \frac{1}{2\pi f_c(R_0 - R_\infty)}$;或在图 3-2 所示的并联阻容网络中,将电阻 R_s 与电容 C_p 串联之后,再与电阻 R_p 并联;设置 $R_p=R_0$, $R_s = \frac{R_0 R_\infty}{R_0 - R_\infty}$, $C_s = \frac{R_0 - R_\infty}{2\pi f_c R_0^2}$;

[0070] 则所得到的阻容网络的电阻抗与上述 Cole 公式完全等效。因而,在图 1 所示的整体结构中,基本电阻抗单元 1 ~ 104 均可直接选用图 3-1、图 3-2 所示的两种结构的任一种,并设置元件参数。

[0071] 由于电阻抗断层成像研究中通常将成像区域的边界取为圆形,为使模型与成像区域尽可能接近,如需构建均匀电阻率分布模型,需在图 1 所示的基本电阻抗单元 105 ~ 120 中,将 R_p 、 R_s 的阻值调整为基本电阻抗单元 1 ~ 104 的 0.71 倍,而将 C_p 调整为基本电阻抗单元 1 ~ 104 的 1.41 倍。

[0072] 在电阻抗断层成像研究中,可改变定标网络中的任一基本电阻抗单元中的任一元件参数,从而在已知区域产生已知大小的电阻抗扰动,供数据采集与图像重构使用。

[0073] 3、电极 / 皮肤接触单元

[0074] 在生物电阻抗测量中,需要通过电极将一定的激励电流注入目标体内,并测量相应的响应信号。电极多为金属材料,其上的电流是通过自由电子的定向移动形成的。而在生物体中,电流则是由体液或组织中的正离子和负离子的定向移动产生的。因而在通过电极向生物组织注入电流或检测响应电信号的过程,存在着离子电流与电子电流的转换,是一种典型的电化学反应过程。在这一过程中,同时存在着金属 - 电解质界的双电层、金属在电解质溶液中的极化电位、电子电流与离子电流间转换的活化能等多种因素的影响,因而形成复杂的接触界面,并对人体组织电阻抗测量产生影响。

[0075] 正确模拟电极 / 皮肤接触界面以评价测量系统对抗这一影响的能力也是定标系统的重要功能之一。理论上电极 / 皮肤接触界面可等效为图 4 所示电路,其中 V_e 为电极的极化电位, C_e 为双电层间的等效电容, R_e 为双电层的等效漏电阻, R_{es} 为电极导线、电极材料等引入的电阻。依据电极材料的不同,这些参数均不同。

[0076] 电极 / 皮肤接触单元、电极极化电位模拟模块可以根据要求设定为其他构成方式。

[0077] 具体的,提出以下构成方式:

[0078] 依据图 5 所示结构,制作了电极 / 皮肤接触单元,即图 1 中的 E1 ~ E16 这 16 个单元。该单元由电极 / 皮肤接触阻抗模块和电极极化电位模拟模块等共同构成。其中电极 / 皮肤接触阻抗模块由电极双电层等效电容 C_e 、双电层等效漏电阻 R_e 与电极材料等效电阻 R_{es} 共同构成。

[0079] 电极极化电位模拟模块由高精度(16 位)模数转换器(DAC)、高性能运算放大器、精密电阻和选通开关构成,可依据定标要求产生所需的输出电压以模拟电极的极化电位,并按规定的影响方式作用在测量电路上。

[0080] 其工作原理在于:利用模数转换器(DAC)依据定标要求产生所需的输出电压 V_e ,

通过由运算放大器和相应精密电阻构成的缓冲或加法器电路进行调理,再依据当前电极所处的状态,选通 K1 ~ K5 中的相应开关,从而作用在测量电路中。具体过程如下:

[0081] 1) 当电阻抗断层成像系统采用交流恒压激励-边界电压测量工作模式时,电极/皮肤接触单元的工作模式如下:

[0082] 1.1) 当电极处于激励信号注入状态时,K1 导通,其余开关断开。此时,激励电压经运算放大器 A1 缓冲后,再通过由运算放大器 A2 构成的加法器与电极极化电位 V_e 相加,最后经电极/皮肤接触阻抗模块注入定标网络。

[0083] 1.2) 当电极处于边界电压检测状态时,K4 导通,其余开关断开。此时,经电极/皮肤接触阻抗模块传递过来的边界电压经运算放大器 A4 缓冲后,再通过由运算放大器 A3 构成的加法器与电极极化电位 V_e 相加,最后送给测量电路。

[0084] 1.3) 当电极处于激励信号流出状态时,K2、K5 同时导通,其余开关断开。此时,流经整个定标网络的激励电流经电极/皮肤接触阻抗模块流入运算放大器 A5 的反相输入端,而电极极化电位 V_e 接 A5 的同相端。这样,由于运算放大器输入端的“虚短”与“虚断”效应,激励电流将全部通过 A5 的反馈电阻流出。此时 A5 的输出电压与激励电流成正比。

[0085] 2) 当电阻抗断层成像系统采用交流恒流激励-边界电压测量工作模式时,电极/皮肤接触单元的工作模式如下:

[0086] 2.1) 当电极处于激励源注入或流出状态时,K3 导通,其余开关断开。此时,由于恒流源的高输出阻抗特性,电极的极化电压不会对电流注入产生影响,因而激励电流直接流入或流出电极/皮肤接触阻抗模块,无需其它处理。

[0087] 2.2) 当电极处于边界电压检测状态时,K4 导通,其余开关断开。此时,经电极/皮肤接触阻抗模块传递过来的边界电压经运算放大器 A4 缓冲后,再通过由运算放大器 A3 构成的加法器与电极极化电位 V_e 相加,最后送给测量电路。

[0088] 以上给出的实施例是实现本发明较优的例子,本发明不限于上述实施例。本领域的技术人员根据本发明技术方案的技术特征所做出的任何非本质的添加、替换,均属于本发明的保护范围。

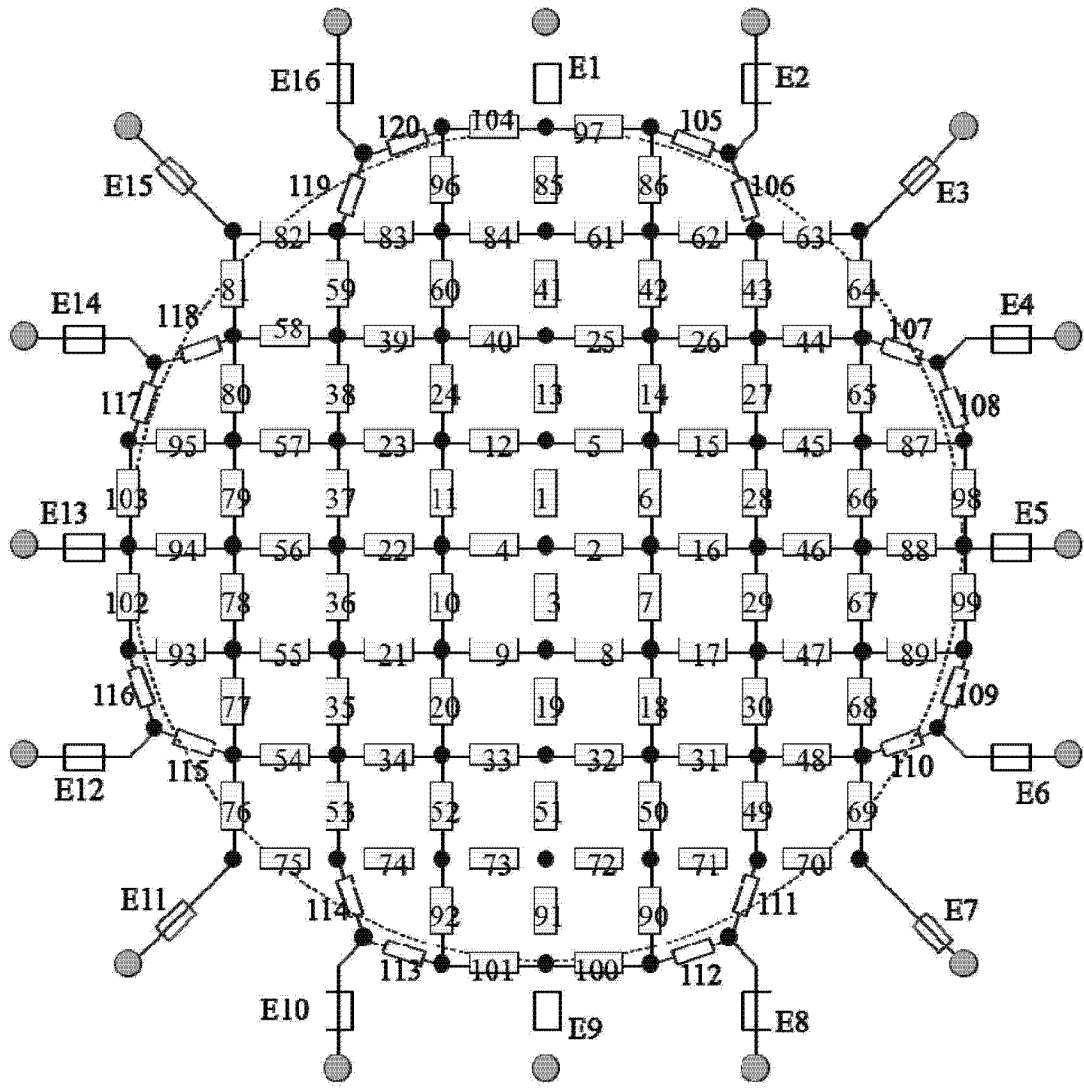


图 1

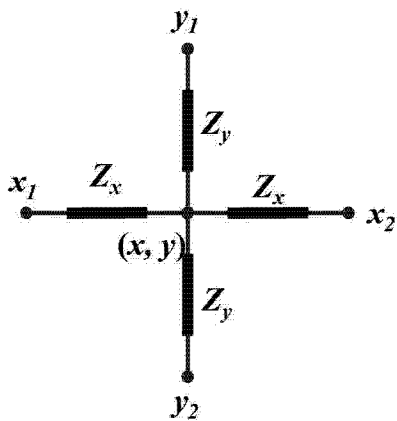


图 2

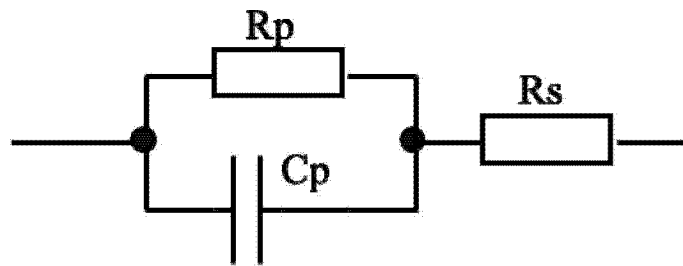


图 3-1

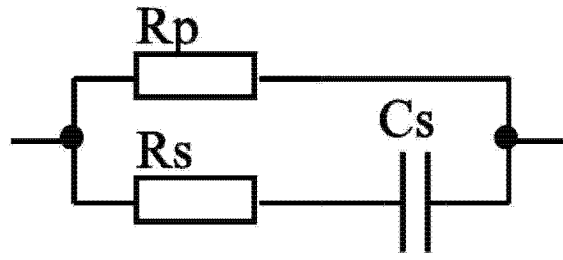


图 3-2

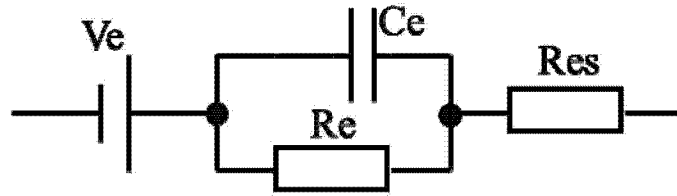


图 4

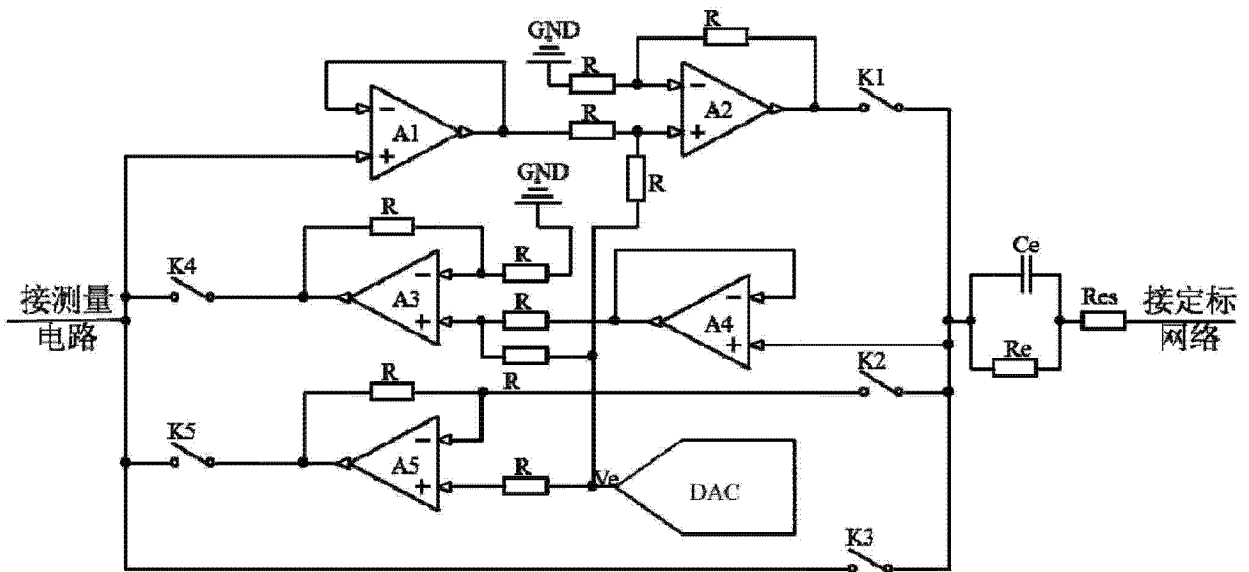


图 5