



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109862827 A

(43)申请公布日 2019.06.07

(21)申请号 201780047721.X

(22)申请日 2017.05.26

(30)优先权数据

1609551.5 2016.05.31 GB

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.01.31

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/GB2017/051514 2017.05.26

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/207972 EN 2017.12.07

(71)申请人 王伟

地址 英国莱斯特郡

(72)发明人 王伟 张维波

(74)专利代理机构 北京安信方达知识产权代理有限公司 11262

代理人 王红英 杨明钊

(51)Int.Cl.

A61B 5/053(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

G01N 27/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

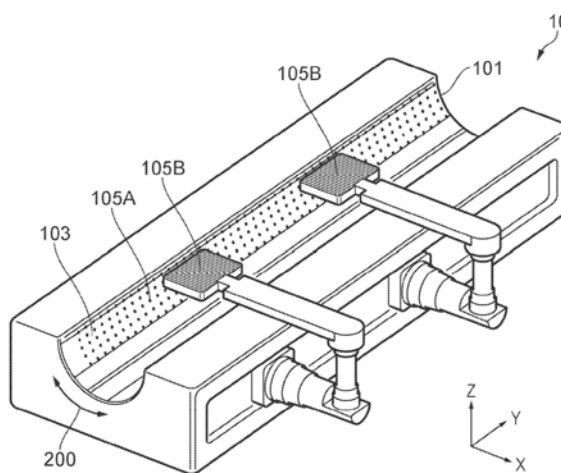
权利要求书3页 说明书16页 附图5页

(54)发明名称

用于皮下微生物通道的定位的电阻抗测量和EIT成像

(57)摘要

一种用于对对象的一个或多个电阻抗特性的变化进行定位的方法,该方法包括以下步骤:(i)获得对象在不同位置处的电阻抗数据;(ii)使用假定的电气模型的传递函数来分析所获得的电阻抗数据,以确定对象的多个电阻抗特性随位置的变化;以及(iii)识别由多个电阻抗特性中的一个或多个电阻抗特性的变化所识别的位置。



1. 一种用于对对象的一个或多个电阻抗特性的变化进行定位的方法,所述方法包括以下步骤:

(i) 获得所述对象在不同位置处的电阻抗数据;

(ii) 使用假定的电气模型的传递函数来分析所获得的电阻抗数据,以确定所述对象的多个电阻抗特性随位置的变化;以及

(iii) 确定由所述多个电阻抗特性中的一个或多个电阻抗特性的变化所识别的位置。

2. 如权利要求1所述的方法,包括:使用用于执行电阻抗检测的电极阵列以通过向所述对象施加第一电信号、接收所述对象的电响应信号特征以及提供表示所述电响应信号的第一输出信号来获得所述对象的所述电阻抗数据。

3. 如权利要求2所述的方法,包括移动所述电极阵列的至少一部分或全部以在不同位置处执行电阻抗检测。

4. 如权利要求2所述的方法,包括跨人类肢体在横向上物理地移动所述电极阵列的至少一部分或全部,以在不同位置处执行电阻抗检测。

5. 如权利要求2所述的方法,包括物理地移动所述电极阵列的至少一部分或全部,使得在所述电极阵列的载板中的孔位于对应于所识别的位置的位置上。

6. 如权利要求5所述的方法,其中,超声传感器位于所述孔内。

7. 如权利要求2至6中的任一项所述的方法,其中,所述电极阵列被分成被配置用于相对于彼此移动的两个部分。

8. 如权利要求7中的任一项所述的方法,包括移动所述电极阵列的所述部分之一以向用户确定所识别的位置。

9. 如任一前述权利要求所述的方法,其中,所识别的位置对皮下的人体形态和/或微生物通道和/或低液压阻力的皮下微体积和/或经络和/或穴位进行定位。

10. 如任一前述权利要求所述的方法,还包括提供加热/冷却。

11. 如任一前述权利要求所述的方法,其中,所述电极阵列安装在所述设备的可移动元件上,所述可移动元件被配置为在使用中相对于所述对象的身体组织移动。

12. 如权利要求11所述的设备,其中,所述可移动元件具有窗口。

13. 如权利要求12所述的设备,其中,所述窗口是所述可移动元件中的孔。

14. 如权利要求12或13所述的设备,其中,所述电极阵列中的电极不存在于所述窗口上。

15. 如权利要求11、12、13或14所述的方法,包括使用在所述可移动元件和所述受试者之间的间隔构件。

16. 如权利要求15所述的方法,其中,所述间隔构件是超声透明的且不导电的。

17. 如权利要求15或16所述的方法,其中,所述间隔构件的孔被配置用于在使用中与所述电极阵列中的电极对准。

18. 如权利要求15、16或17所述的方法,其中,所述间隔构件的所述孔以具有对称性的配置进行布置,并且其中所述电极阵列中的电极以具有相应对称性的配置进行布置。

19. 如权利要求1至18中的任一项所述的方法,包括使用超声换能器以通过向所述对象施加第一超声信号、接收所述对象的超声响应信号特征以及提供表示所述超声响应信号的

第二输出信号来执行超声检测。

20. 如权利要求19所述的方法,还包括相对于所述对象移动所述超声探头的至少一部分或全部。

21. 如任一前述权利要求所述的方法,其中,所述电气模型设想与第三阻抗并联连接的、串联连接的第一阻抗和第二阻抗,或者

其中,所述电气模型设想电容器和串联连接的电阻器,所设想的电容器和串联连接的电阻器与另一电阻器并联连接。

22. 如权利要求1、2或3所述的方法,其中,所述电气模型是分形模型,并且能够在任何分辨率下使用。

23. 如任一前述权利要求所述的方法,其中,所述电阻抗特性选自包括下列项的组:

在频率下限处的阻抗,

在频率上限处的阻抗,

存在阻抗的变化时的弛豫频率 f_r ,

在所述弛豫频率处的阻抗,以及

在所述弛豫频率处的阻抗梯度。

24. 如任一前述权利要求所述的方法,其中,获得所述对象在不同位置处的电阻抗数据包括:

在一定频率范围内获得所述对象在不同位置处的电阻抗数据。

25. 如权利要求24所述的方法,其中,所述频率范围在0和100MHz之间。

26. 一种用于对人类受试者的一个或更多个电阻抗特性的变化进行定位的设备,包括:

(i) 用于获得所述人类受试者在人类身体上的不同位置处的电阻抗数据的装置;

(ii) 用于使用假定的电气模型的传递函数来分析所获得的电阻抗数据以确定所述对象的多个电阻抗特性随位置的变化的装置;以及

(iii) 用于确定由所述多个电阻抗特性中的一个或更多个电阻抗特性的变化所识别的位置的装置。

27. 一种用于对对象的一个或更多个电阻抗特性的变化进行定位的系统,所述系统包括:

用于获得所述对象在不同位置处的电阻抗数据的装置;

用于使用假定的电气模型的传递函数来分析所获得的电阻抗数据以确定所述对象的多个电阻抗特性随位置的变化的装置;

用于确定由所述多个电阻抗特性中的一个或更多个电阻抗特性的变化所识别的位置的装置。

28. 一种用于对对象的一个或更多个电阻抗特性的变化进行定位的计算机程序,所述计算机程序提供指令用于使处理器:

使用假定的电气模型的传递函数来分析电阻抗数据,以确定所述对象的多个电阻抗特性随位置的变化;以及

确定由所述多个电阻抗特性中的一个或更多个电阻抗特性的变化所识别的位置。

29. 一种用于对对象的一个或更多个电阻抗特性的变化进行定位的方法,所述方法包括以下步骤:

- (i) 获得所述对象在不同位置处在一定频率范围内的电阻抗数据；
- (ii) 使用假定的电气模型的传递函数来分析所获得的电阻抗数据，以确定所述对象的多个电阻抗特性随位置的变化；
- (iii) 构造性地组合所确定的多个电阻抗特性中的选择的电阻抗特性，以提供对象的随位置变化的至少一个参数阻抗值；以及
- (iii) 确定由所述对象的所述至少一个参数阻抗值的空间变化识别的位置。

用于皮下微生物通道的定位的电阻抗测量和EIT成像

发明领域

[0001] 本发明的实施例涉及用于皮下微生物通道 (micro bio-channel) 的定位的电阻抗测量。

[0002] 发明背景

[0003] 电阻抗断层摄影 (EIT) 是一种已知的成像技术,其特别是在医学和用于检测潜在的异常形态 (例如乳腺癌) 的其他应用中使用。一般地,多个电极附着到待成像的对象上。将输入电压施加在一小组“输入”电极的两端,且在“输出”电极处测量输出电流,或者将输入电流施加在一小组“输入”电极之间,且在“输出”电极处或在输出电极对之间测量输出电压。例如,当在一小组“输入”电极之间施加非常小的交流电流时,测量在输出电极之间或在“输出”电极对之间的电位差。然后在不同的一小组“输入”电极之间施加电流,并测量在输出电极之间或在“输出”电极对之间的电位差。然后,可以使用适当的图像重建技术来构建基于电阻抗的变化的电阻抗图像。

[0004] 发明的简要描述

[0005] 根据本发明的一些实施例,提供了一种用于对对象的一个或更多个电阻抗特性的变化进行定位的方法,该方法包括以下步骤:

[0006] (i) 获得对象在不同位置处的电阻抗数据;

[0007] (ii) 使用假定的电气模型的传递函数来分析所获得的电阻抗数据,以确定对象的多个电阻抗特性随位置的变化;以及

[0008] (iii) 确定由多个电阻抗特性中的一个或更多个电阻抗特性的变化所识别的位置。

[0009] 与所测量的电阻抗数据相关的电阻抗特性可以从所测量的电阻抗数据导出,并且这些电阻抗特性可以用于定位人体形态,诸如例如皮下的微生物通道和/或低液压阻力的皮下微体积 (sub-cutaneous micro-volume) 和/或经络和/或穴位。

[0010] 根据本发明的一些实施例,提供了一种用于对对象的一个或更多个参数阻抗值的变化进行定位的方法,该方法包括以下步骤:

[0011] (i) 获得对象在不同位置处在一定频率范围内的电阻抗数据;

[0012] (ii) 使用假定的电气模型的传递函数来分析所获得的电阻抗数据,以确定对象的多个电阻抗特性随位置的变化;

[0013] (iii) 构造性地组合 (constructively combining) 所确定的多个电阻抗特性中的所选择的电阻抗特性,以提供对象的随位置变化的至少一个参数阻抗值;以及

[0014] (iii) 确定由对象的至少一个参数阻抗值的空间变化识别的位置。

[0015] 电气模型可以设想串联连接的第一和第二阻抗,它们与第三阻抗并联连接。电气模型可以设想电容器和串联连接的电阻器,它们与另一电阻器并联连接。电气模型可以是在任何分辨率下可用的分形模型。

[0016] 电阻抗特性可选自包括下列项的组:

[0017] 在频率下限处的阻抗,

[0018] 在频率上限处的阻抗，

[0019] 弛豫频率 f_r ，在该频率处存在阻抗的变化，

[0020] 在该弛豫频率处的阻抗，以及

[0021] 在该弛豫频率处的阻抗梯度。

[0022] 电气模型可以设想电容和串联连接的电阻，它们与并联电阻并联连接以形成具有弛豫频率的模型电路，其中用于成像的参数阻抗值是电容、弛豫频率、串联电阻和并联电阻中的两个或更多的组合。

[0023] 电气模型可以设想“膜”电容和串联连接的细胞内电阻，它们与细胞外电阻并联连接，其中参数阻抗值包括下列项之一：膜阻抗、膜电导率、细胞内阻抗乘积、细胞内阻抗差值、细胞内阻抗归一化差值、细胞内阻抗微分、细胞内阻抗归一化微分、细胞内电导率乘积、细胞内电导率差值、细胞内电导率归一化差值、细胞内电导率微分、细胞内电导率归一化微分、细胞内时间常数、细胞内频率常数、细胞外阻抗乘积、细胞外阻抗差值、细胞外阻抗归一化差值、细胞外阻抗微分、细胞外阻抗归一化微分、细胞外电导率乘积、细胞外电导率差值、细胞外电导率归一化差值、细胞外电导率微分、细胞外电导率归一化微分、细胞外时间常数、细胞外频率常数、细胞外-内阻抗乘积、细胞外-内阻抗差值、细胞外-内阻抗归一化差值、细胞外-内微分、细胞外-内归一化微分、细胞外-内电导率乘积、细胞外-内电导率差值、细胞外-内电导率归一化差值、细胞外-内电导率微分、细胞外-内电导率归一化微分、由色散梯度 α 修改的任何一个前述参数。

[0024] 电气模型可以设想第一阻抗和串联连接的第二阻抗，它们与第三阻抗并联连接以形成具有弛豫频率的模型电路，其中参数阻抗值是第一阻抗、弛豫频率、第二阻抗和第三阻抗中的两个或更多的组合。

[0025] 电气模型可以设想内含物边界阻抗和串联连接的内含物内阻抗 (intra-inclusion impedance)，它们与内含物间阻抗 (inter-inclusion impedance) 并联连接，其中参数阻抗值包括下列项之一：内含物边界阻抗、内含物边界电导率、内含物内阻抗乘积、内含物内阻抗差值、内含物内阻抗归一化差值、内含物内阻抗微分、内含物内阻抗归一化微分、内含物内电导率乘积、内含物内电导率差值、内含物内电导率归一化差值、内含物内电导率微分、内含物内电导率归一化微分、内含物内时间常数、内含物内频率常数、内含物间阻抗乘积、内含物间阻抗差值、内含物间阻抗归一化差值、内含物间阻抗微分、内含物间阻抗归一化微分、内含物间电导率乘积、内含物间电导率差值、内含物间电导率归一化差值、内含物间电导率微分、内含物间电导率归一化微分、内含物间时间常数、内含物间频率常数、内含物间-内阻抗乘积、内含物间-内阻抗差值、内含物间-内阻抗归一化差值、内含物间-内阻抗微分、内含物间-内归一化微分、内含物间-内电导率乘积、内含物间-内电导率差值、内含物间-内电导率归一化差值、内含物间-内电导率微分、内含物间-内电导率归一化微分、由色散梯度 α 修改的任何一个前述参数。

[0026] 频率范围可以在0和20MHz之间。频率范围可以在0和100MHz之间。

[0027] 根据本发明的一些实施例，提供了一种用于对对象的参数阻抗值的变化进行定位的方法，该方法包括以下步骤：

[0028] (i) 获得对象在不同位置处的电阻抗数据；

[0029] (ii) 分析所获得的电阻抗数据，以确定对象的多个电阻抗特性随位置的变化；

[0030] (iii) 构造性地组合来自所述多个电阻抗特性中的所选择的电阻抗特性, 以提供对象的随位置变化的参数阻抗值;

[0031] (iv) 确定由对象的一个或多个参数阻抗值的空间变化识别的位置。

[0032] 对象的电阻抗数据对于生物材料可以在0和20MHz-100MHz之间的频率带宽的情况下被收集。

[0033] 步骤(iii)可以包括根据阻抗加强算法(impedance emphasising algorithm)来组合预定电阻抗特性。

[0034] 步骤(i)可以包括获得对象在多个频率处的电阻抗数据。对于生物材料, 传递函数可以在0-100MHz的频率范围内由Cole-Cole公式[Cole, 1920; Cole, 1924]给出。

[0035] 该方法可用于分析具有细胞结构或细胞状结构的导电对象, 并且步骤(ii)可包括使用等效电阻抗电路来模拟该结构, 例如Cole-Cole模型[Cole, 1920; Cole, 1924]。

[0036] 在限制情况下, 等效电阻抗电路可以包括细胞膜电容(C)、细胞内电阻(R_i)和细胞外电阻(R_e)。其中等效电阻抗电路包括与细胞内电阻(R_i)串联的细胞膜电容(C), 细胞膜电容(C)和细胞内电阻(R_i)与细胞外电阻(R_e)或等效电路并联。

[0037] 电阻抗特性可以选自由 R_i (细胞/组(Group)内电阻)、 R_e (细胞/组外电阻)、C(细胞/组电容)、 f_r (细胞/组弛豫频率)和 α (细胞/组弛豫因子)。

[0038] 步骤(iii)可以包括通过乘法来组合 f_r (弛豫频率)和C(细胞/组电容), 这可以提供参数阻抗值。

[0039] 超声换能器可以通过向身体组织施加第一超声信号、接收身体组织的超声响应信号特征以及提供表示超声响应信号的第二输出信号来执行超声检测。

[0040] 用于获得电阻抗数据的超声换能器和电极阵列可以安装在设备的可移动元件上。

[0041] 间隔构件可介于可移动元件和受试者之间。

[0042] 间隔构件可包括一个或多个孔。间隔构件的孔可以被配置成在使用时与电极阵列的电极对准。间隔构件可以是超声透明的。间隔构件可以是不导电的。

[0043] 可旋转元件可以具有用于超声换能器的窗口(例如, 在可旋转元件中的孔)。电极阵列的电极可以被支撑在窗口上或者可以不存在于窗口上。

[0044] 根据本发明的一些实施例, 提供了一种计算机程序, 其提供用于使处理器执行上面定义的方法中的任一个的指令。

[0045] 根据本发明的一些实施例, 提供了一种包括用于执行上面定义的方法中的任一个的装置的系统或设备。

[0046] 附图的简要描述

[0047] 为了更好地理解本发明, 现在将仅通过示例参考附图, 其中:

[0048] 图1是电阻抗测量设备的图解说明;

[0049] 图2A和2B示出了在单个或多个色散的情况下的作为频率的函数的所测量的电阻抗的曲线图;

[0050] 图3示出了在“微观标度”下具有细胞或细胞状结构的对象的示例电阻抗电路模型;

[0051] 图4示出了在“宏观标度”下具有细胞或细胞状结构的对象的一般电阻抗电路模型;

[0052] 图5是类似于图1所示的电阻抗测量设备但包括超声检测器的电阻抗测量设备的图解说明；

[0053] 图6A、6B、6C、6D示出了电极阵列的不同示例；

[0054] 图7是用于定位皮下微生物通道、经络或穴位的电阻抗测量设备的示例；以及

[0055] 图8是用于定位皮下微生物通道、经络或穴位的电阻抗测量设备的示例。

[0056] 发明的实施例的详细描述

[0057] 图1图解地示出了用于测量对于负载12的阻抗数据的电阻抗测量或电阻抗断层摄影 (EIT) 设备10。负载12包括附着有多个电极的导电对象。术语“导电的”意味着对象能够传导电流，但是它不一定需要很好地传导电流。对象可以是被称为受试者的活体动物，例如，被称为人类受试者的人类。

[0058] 设备10还包括信号控制器112，信号控制器112包括信号源14和信号检测器16以及计算机18。在一个实施例中，信号源提供电流作为输入信号，且信号检测器检测电压作为输出信号。在另一个实施例中，信号源提供电压作为输入信号，且信号检测器检测电流作为输出信号。

[0059] 计算机18通常至少包括处理器和存储器。存储器存储当被加载到处理器中时控制计算机的计算机程序。

[0060] 使用源14经由电极来将输入信号施加到对象，并且使用检测器16来测量存在于相同或其它电极处的合成输出信号。对于不同频率的输入信号，重复这个过程。例如，电信号可以由信号源14在0Hz (直流) 和20MHz或100MHz之间的多个频率下被施加，以使能够获得对象的频率相关电阻抗数据。

[0061] 用于阻抗测量的电极的间隔确定对象被分析时的分辨率或标度。可以在预期的感兴趣标度 (例如，微米或毫米范围) 下获得电阻抗测量。作为感兴趣标度的示例，对于生物对象，我们可能对单细胞或组细胞水平或组织或组织水平感兴趣。随后，将使用假定的电气模型的传递函数来分析所获得的电阻抗数据，以确定对象的多个电阻抗特性。所使用的电气模型可以取决于阻抗测量的分辨率/标度。

[0062] 设备10还包括用于将由控制器112使用的电极移动到相对于负载12的不同位置处的系统13。该移动可以是物理地将电极平移到不同的物理位置的物理移动，或者可以包括重新配置由电极阵列所使用的电极，使得存在电极阵列的有效移动。

[0063] 在一个位置处确定对象的多个电阻抗特性，然后改变位置，并再次确定对象的多个电阻抗特性。因此，对象的多个电阻抗特性可以在多个不同位置中的每一个位置处被自动确定。设备10然后根据多个电阻抗特性中的一个或多个电阻抗特性的空间变化来识别位置。例如，皮下微生物通道、经络或穴位通过多个电阻抗特性中的一个或多个电阻抗特性的预定空间变化来识别。

[0064] 参考图2A和2B，可以将使用上述方法获得的电阻抗数据绘制为频率的函数。该曲线22表示对象的阻抗变化与频率的关系或传递函数。计算机18可操作来执行适当的算法以分析获得的阻抗传递函数或频率相关阻抗特性，并从而确定对象在不同位置处的多个电阻抗特性。

[0065] 电阻抗特性通常包括下列项中的一个或多个：

[0066] a) 在极限 $\omega \rightarrow 0$ (下限) 处的阻抗

- [0067] b) 在极限 $\omega \rightarrow \infty$ (上限) 处的阻抗
- [0068] c) (i) 存在阻抗的变化时的弛豫频率
- [0069] (ii) 在该变化频率处的阻抗
- [0070] (iii) 阻抗的变化的梯度, 特别是在弛豫频率处;
- [0071] 例如, 如果在所使用的频率范围内存在包括生物材料的 α 、 β 和 γ 色散的 N 个色散 [Cole K S, Permeability and impermeability of cell membranes for ions. Cold Spring Harbor Symp. Quant. Biol. 8 pp110-22, 1940], 其中 $N > 1$, 则色散频率 $\omega_1, \omega_2, \dots, \omega_{N-1}, \omega_N$ 被识别出, 并且对于特定色散 m 的电阻抗特性通常包括下列项中的一个或多个:
- [0072] a) 对于 $m=1$, 在下 (全局) 限 $\omega \rightarrow 0$ 处的阻抗
- [0073] 对于 $m > 1$, 在下 (局部) 限 $\omega \rightarrow \omega_m - a$ 处的阻抗, 其中 $a < (\omega_m - \omega_{m-1})$
- [0074] 并且可能是 $1/2 (\omega_m - \omega_{m-1})$
- [0075] b) 对于 $m=N$, 在上 (全局) 限 $\omega \rightarrow \infty$ 处的阻抗
- [0076] 对于 $m < N$, 上 (局部) 限 $\omega \rightarrow \omega_m + b$ 处的阻抗, 其中 $b < (\omega_{m+1} - \omega_m)$,
- [0077] 且可能是 $b \sim 1/2 (\omega_{m+1} - \omega_m)$
- [0078] c) (i) 存在阻抗的变化时的弛豫频率 $\omega_m (f_{rm})$
- [0079] (ii) 在该变化频率处的阻抗
- [0080] (iii) 变化的梯度
- [0081] 这些阻抗特性中的一个或多个的变化量可用于分析由于细胞内/外或细胞状物内/外相关变化引起的对象的结构。
- [0082] 在一些实施例中, 使用等效电阻抗电路来对在分析下的对象建模。可以使用图3所示的等效电阻抗电路20来对对象建模。可以使用等效电阻抗电路20来建模的对象可以包括人体或动物组织。
- [0083] 在所示实施例中, 等效电阻抗电路20包括与细胞外部分23并联的细胞部分21。细胞部分21具有串联的电容 C 和电阻 R_i 。电阻 C 与细胞膜/边界相关联, 且电阻 R_i 与细胞的内部相关联。细胞外部分23具有电阻 R_e 。电阻 R_e 与在细胞外部的结构相关联。电阻 R_e 与串联连接的电容 C 和电阻 R_i 并联连接。
- [0084] 对于该电路的单个色散阻抗传递函数的非限制性示例是:
- [0085]
$$Z(\omega) = \frac{R_e(1 + j\omega C R_i)}{1 + j\omega C(R_e + R_i)}$$
- [0086] 在极限 $\omega \rightarrow 0$ 中, $Z \rightarrow R_i$
- [0087] 在极限 $\omega \rightarrow \infty$ 中, $Z \rightarrow R_i / R_e$, 即 $R_i R_e / (R_i + R_e)$
- [0088] 在频率 f_r 处和阻抗 Z_r 存在具有梯度 α 的变化 (色散)。
- [0089] 对于在生物组织中的多个色散的传递模型可由 Cole-Cole 方程 (Cole K S 1940, Cole K S 1941, McAdams E T 等人, 1995) 建模如下:
- [0090]
$$Z = R_\infty + (R_0 - R_\infty) / (1 + (jf/f_r)^\alpha)$$
- [0091] 通常, 如果三元件等效电路用于简单建模细胞悬液 (Fricke 和 Morse, 1925) 或组织, 那么这个方程可以被改写为下面的方程:
- [0092]
$$Z = R_e \cdot R_i / (R_e + R_i) + (R_e - R_e \cdot R_i / (R_e + R_i)) / (1 + (jf/f_r)^\alpha)$$
- [0093] 其中, R_∞ 是使 R_e 和 R_i 并联的结果。

[0094] 有在频率 f_{ri} 处和阻抗 Z_{ri} 具有梯度 α_i 的变化(色散)。

[0095] 如上面所指示的,计算机18可操作来执行适当的算法以分析所测量的阻抗数据,并提取在每个位置处的在分析下的对象的多个电阻抗特性。例如,基于所测量的阻抗数据,该算法可操作来绘制作频率的函数的阻抗数据点,并使用该模型来产生最佳拟合线22,以形成图2所示的传递函数。从该传递函数中,计算机18能够确定对象的多个单独阻抗特性。这些阻抗特性可包括:

[0096] a) 在极限 $\omega \rightarrow 0$ 处的阻抗,其给出 R_e

[0097] b) 在极限 $\omega \rightarrow \infty$ 处的阻抗,其给出 $R_i R_e / (R_i + R_e)$

[0098] c) (i) 存在阻抗的变化时的弛豫频率 f_r

[0099] (ii) 在该变化频率处的传递函数的阻抗 Z_r

[0100] (iii) 给出弛豫因子的变化的梯度 α 。

[0101] 阻抗特性可用于使用模型来确定另外的阻抗特性。

[0102] 例如,如果 R_e 和 $R_i R_e / (R_i + R_e)$ 都是已知的,那么可以确定 R_i 。

[0103] 在变化(色散)频率 f_r 处的传递函数的阻抗 Z_r 是电容器支配传递特性的情况,因为随着频率的每一次小的增加,它明显更好地进行减小阻抗。在变化(色散)频率 f_r 处的阻抗 Z_r 可以被建模为 $1/(j \cdot 2\pi f_r \cdot C)$ 。因此,C可以被确定为 $1/(j \cdot 2\pi f_r \cdot Z_r)$ 。

[0104] 单独阻抗特性($R_e, R_i, f_r, Z_r, \alpha, C$)随位置的变化可用于定位形态,如皮下微生物通道、经络线或穴位。

[0105] 然而,单独阻抗特性的变化量可能不足以实现按位置对结构的准确微分分析。例如,细胞膜电容(C)或弛豫频率(f_r)的变化量可能不足以例如基于那些单独的阻抗特性而容易地可检测。

[0106] 在本发明的实施例中,所选择的预定阻抗特性被“构造性地”组合以提供对象的参数阻抗值。以这种方式提供参数阻抗值的阻抗特性的构造性组合加强单独电阻抗特性的变化。这使对象的结构能够更准确地被分析。

[0107] 举一个简单的例子,如果存在电阻抗特性之一的10%的增加(例如细胞膜电容(C))从初始值 C_1 到 $1.1C_1$)和另一电阻抗特性的10%的增加(例如弛豫频率(f_r))从初始值 f_{r1} 到 $1.1f_{r1}$),则这些单独的10%增加可能不足以容易地可检测,例如在这些单独电阻抗特性的测量中可辨别。然而,通过乘法来组合这些单独电阻抗特性以提供参数阻抗值将导致21% ($1.21f_{r1}C_1$)的更大增加,这是更容易检测的。

[0108] 阻抗特性可以具有与特定形态的正相关、中性相关或负相关。正相关意味着它在形态存在时增加,尽管可能不明显。负相关意味着它在形态存在时减小,尽管可能不明显。中性相关意味着它在形态存在时不改变。具有正相关的阻抗特性可以通过取反数来转换成具有负相关的阻抗特性(反之亦然)。

[0109] 用于检测特定形态的阻抗特性的构造性组合意味着通过乘法(或加权相加)来组合在相同意义上对该形态关联的阻抗特性以创建参数阻抗值,以及通过除法(或加权相减)来组合在相反意义上对该形态关联的阻抗特性。

[0110] 任何所确定的阻抗特性可以以任何期望的方式构造性地组合以提供参数阻抗值,该参数阻抗值比任何组成阻抗特性具有对形态变化的更大敏感度。

[0111] 在图3中描述的极限水平处的阻抗特性的组合的非限制性示例:

- [0112] 组合参数测量
- [0113] (组合的内/外/膜阻抗/电导率)
- [0114] a) 膜阻抗/电导率和相关量:
- [0115] 膜阻抗: $Z_m = 1/2\pi \cdot f_r \cdot C$
- [0116] 膜电导率: $\sigma_m = 2\pi \cdot f_r \cdot C$
- [0117] b) 组合的细胞内阻抗/电导率:
- [0118] 乘积或商: $R_i \cdot Z_m$ 或 R_i/Z_m 或 R_i/C 或 $R_i C$
- [0119] 或: $\sigma_i \cdot \sigma_m$
- [0120] 差值/归一化差值:
- [0121] $a \cdot R_i - b \cdot Z_m$
- [0122] 或: $c \cdot \sigma_i - d \cdot \sigma_m$
- [0123] 其中, 系数a、b、c和d是常数 $(-\infty \rightarrow +\infty)$, 以用于匹配待使用的量;
- [0124] 微分/归一化微分:
- [0125] $(a \cdot R_i - b \cdot Z_m) / Z_m$
- [0126] 或: $(a \cdot R_i - b \cdot Z_m) / R_i$
- [0127] 可选地: $(c \cdot \sigma_i - d \cdot \sigma_m) / \sigma_m$
- [0128] 或: $(c \cdot \sigma_i - d \cdot \sigma_m) / \sigma_i$
- [0129] 其中, 系数a、b、c和d是常数 $(-\infty \rightarrow +\infty)$, 以用于匹配待使用的量;
- [0130] 细胞内时间常数: $R_i \cdot C$
- [0131] 或: 细胞内频率常数 $1/R_i \cdot C$
- [0132] c) 组合的细胞外阻抗/电导率:
- [0133] 乘积或商: $R_e \cdot Z_m$ 或 R_e/Z_m 或 R_e/C 或 $R_e C$
- [0134] 或: $\sigma_x \cdot \sigma_m$
- [0135] 差值/归一化差值:
- [0136] $a \cdot R_e - b \cdot Z_m$
- [0137] 或: $c \cdot \sigma_x - d \cdot \sigma_m$
- [0138] 其中, 系数a、b、c和d是常数 $(-\infty \rightarrow +\infty)$, 以用于匹配待使用的量;
- [0139] 微分/归一化微分:
- [0140] $(a \cdot R_e - b \cdot Z_m) / Z_m$
- [0141] 或: $(a \cdot R_e - b \cdot Z_m) / R_e$
- [0142] 可选地: $(c \cdot \sigma_x - d \cdot \sigma_m) / \sigma_m$
- [0143] 或: $(c \cdot \sigma_x - d \cdot \sigma_m) / \sigma_x$
- [0144] 其中, 系数a、b、c和d是常数 $(-\infty \rightarrow +\infty)$, 以用于匹配待使用的量;
- [0145] 细胞外时间常数: $R_e \cdot C$
- [0146] 或: 细胞外频率常数 $1/R_e \cdot C$
- [0147] d) 组合的细胞外至内阻抗/电导率:
- [0148] 乘积: $R_e \cdot R_i$
- [0149] 或: $\sigma_x \cdot \sigma_i$
- [0150] 商: R_e/R_i 或 R_i/R_e

- [0151] 差值/归一化差值：
- [0152] $a \cdot Re - b \cdot Ri$
- [0153] 或： $c \cdot \sigma_x - d \cdot \sigma_i$
- [0154] 其中，系数a、b、c和d是常数 $(-\infty \rightarrow +\infty)$ ，以用于匹配待使用的量；
- [0155] 微分/归一化微分：
- [0156] $(a \cdot Re - b \cdot Ri) / Ri$
- [0157] 或： $(a \cdot Re - b \cdot Ri) / Re$
- [0158] 可选地： $(c \cdot \sigma_x - d \cdot \sigma_i) / \sigma_i$
- [0159] 或： $(c \cdot \sigma_x - d \cdot \sigma_i) / \sigma_x$
- [0160] 其中，系数a、b、c和d是常数 $(-\infty \rightarrow +\infty)$ ，以用于匹配待使用的量；
- [0161] e) 三重组合：
- [0162] $Re Ri C$ 或 $Re Ri / C$ 或
- [0163] $(Ri / Re) C$ 或 $(Ri / Re) / C$ 或
- [0164] $(Ri \cdot Re) Z_m$ 或 $(Ri \cdot Re) / Z_m$ 或
- [0165] 具有异常色散特性(α)的组合集成细胞参数测量
- [0166] a) “异常”膜阻抗/电导率和相关量：
- [0167] “异常”膜阻抗：
- [0168] $\alpha \cdot Z_m$
- [0169] 或： α / Z_m
- [0170] “异常”膜电导率：
- [0171] $\alpha \cdot \sigma_m$
- [0172] 或： α / σ_m
- [0173] b) 组合的“异常”细胞内阻抗/电导率：
- [0174] 乘积： $\alpha \cdot Ri \cdot Z_m$
- [0175] 或： $\sigma_i \cdot \sigma_m$
- [0176] 差值/归一化差值：
- [0177] $\alpha \cdot (a \cdot Ri - b \cdot Z_m)$
- [0178] 或： $\alpha \cdot (c \cdot \sigma_i - d \cdot \sigma_m)$
- [0179] 其中，系数a、b、c和d是常数 $(-\infty \rightarrow +\infty)$ ，以用于匹配待使用的量；
- [0180] 微分/归一化微分：
- [0181] $\alpha \cdot (a \cdot Ri - b \cdot Z_m) / Z_m$
- [0182] 或： $\alpha \cdot (a \cdot Ri - b \cdot Z_m) / Ri$
- [0183] 可选地： $\alpha \cdot (c \cdot \sigma_i - d \cdot \sigma_m) / \sigma_m$
- [0184] 或： $\alpha \cdot (c \cdot \sigma_i - d \cdot \sigma_m) / \sigma_i$
- [0185] 其中，系数a、b、c和d是常数 $(-\infty \rightarrow +\infty)$ ，以用于匹配待使用的量；
- [0186] 细胞内时间常数： $\alpha \cdot (Ri \cdot C)$
- [0187] 或：细胞内频率常数 $\alpha \cdot (1 / Ri \cdot C)$
- [0188] c) 组合的细胞外阻抗/电导率：
- [0189] 乘积： $\alpha \cdot Re \cdot Z_m$

- [0190] 或者： $\alpha^* \sigma_X^* \sigma_m$
- [0191] 差值/归一化差值：
- [0192] $\alpha^* (a^* Re - b^* Z_m)$
- [0193] 或： $\alpha^* (C^* \sigma_X - d^* \sigma_m)$
- [0194] 其中，系数a、b、c和d是常数 $(-\infty \rightarrow +\infty)$ ，以用于匹配待使用的量；
- [0195] 微分/归一化微分：
- [0196] $\alpha^* (a^* Re - b^* Z_m) / Z_m$
- [0197] 或： $\alpha^* (a^* Re - b^* Z_m) / Re$
- [0198] 可选地： $\alpha^* (C^* \sigma_X - d^* \sigma_m) / \sigma_m$
- [0199] 或： $\alpha^* (c^* \sigma_X - d^* \sigma_m) / \sigma_X$
- [0200] 其中，系数a、b、c和d是常数 $(-\infty \rightarrow +\infty)$ ，以用于匹配待使用的量；
- [0201] 细胞外时间常数： $\alpha^* Re^* C$
- [0202] 或：细胞外频率常数 $\alpha^* (1/Re^* C)$
- [0203] d) 组合的细胞外至内阻抗/电导率：
- [0204] 乘积： $\alpha^* Re^* Ri$
- [0205] 或： $\alpha^* \sigma_X^* \sigma_i$
- [0206] 差值/归一化差值：
- [0207] $\alpha^* (a^* Re - b^* Ri)$
- [0208] 或： $\alpha^* (c^* \sigma_X - d^* \sigma_i)$
- [0209] 其中，系数a、b、c和d是常数 $(-\infty \rightarrow +\infty)$ ，以用于匹配待使用的量；
- [0210] 微分/归一化微分：
- [0211] $\alpha^* (a^* Re - b^* Ri) / Ri$
- [0212] 或： $\alpha^* (a^* Re - b^* Ri) / Re$
- [0213] 可选地： $\alpha^* (C^* \sigma_X - d^* \sigma_i) / \sigma_i$
- [0214] 或： $\alpha^* (C^* \sigma_X - d^* \sigma_i) / \sigma_X$
- [0215] 其中，系数a、b、c和d是常数 $(-\infty \rightarrow +\infty)$ ，以用于匹配待使用的量；
- [0216] e) 三重组合：
- [0217] $\alpha^* Re Ri C$ 或 $\alpha^* Re Ri / C$ 或
- [0218] $\alpha^* (Ri / Re) C$ 或 $\alpha^* (Ri / Re) / C$ 或
- [0219] $\alpha^* (Ri^* Re) Z_m$ 或 $\alpha^* (Ri^* Re) / Z_m$ 或
- [0220] 具有色散频率 F_r 的组合集成细胞参数测量。用 F_r 直接代替上面的在a)至e)中的 α 。
- [0221] 具有色散频率 F_r 和色散特性(α)的组合集成细胞参数测量。用 $\alpha^* F_r$ 直接代替上面的在a)至e)中的 α 。
- [0222] 合适的阻抗加强算法可由计算机18实现，以选择用于组合的最佳电阻抗特性及它们的组合方式，以最大化因而得到的参数阻抗值的变化。
- [0223] 对象的参数阻抗值在一个位置处被获得后，它在其他位置处被获得。该方法然后通过对象的至少一个参数阻抗值的变化来识别位置。例如，皮下微生物通道、经络或穴位通过对象的一个或更多个参数阻抗值的预定空间变化来识别。
- [0224] 图4示出了在分析下的对象的更一般的模型。在所示实施例中，等效电阻抗电路30

包括与内含物间部分33并联的内含物部分31。内含物部分31具有串联的阻抗Z1和阻抗Z2。阻抗Z1可以与内含物边界相关联(可以代表一组细胞的膜相关成分),以及阻抗Z2可以与内含物的内部相关联(可以代表一组细胞的细胞内相关成分)。内含物间部分33具有阻抗Z3。阻抗Z3与在内含物外部的结构相关联(可以代表一组细胞的细胞外成分)。阻抗Z3与串联连接的阻抗Z1和Z2并联连接。

[0225] 对于该电路的阻抗传递函数为:

$$[0226] \quad Z(\omega) = \frac{Z1.Z2.Z3}{Z1.Z2 + Z1.Z3 + Z2.Z3}$$

[0227] 在图4中描述的水平处的阻抗特性的组合的非限制性示例:

[0228] 组合参数测量

[0229] a) 内含物边界阻抗/电导率和相关量:

[0230] 内含物边界阻抗: $Z_m = 1/2\pi \cdot f_r \cdot Z2$

[0231] 内含物边界电导率: $\sigma_m = 2\pi \cdot F_r \cdot Z2$

[0232] b) 组合的内含物内阻抗/电导率:

[0233] 乘积: $Z1 \cdot Z_m$

[0234] 或: $\sigma1 \cdot \sigma_m$

[0235] 差值/归一化差值:

[0236] $a \cdot Z1 - b \cdot Z_m$

[0237] 或: $c \cdot \sigma1 - d \cdot \sigma_m$

[0238] 其中,系数a、b、c和d是常数($-\infty$ 到 $+\infty$),以用于匹配待使用的量;

[0239] 微分/归一化微分:

[0240] $(a \cdot Z1 - b \cdot Z_m) / Z_m$

[0241] 或: $(a \cdot Z1 - b \cdot Z_m) / Z1$

[0242] 可选地: $(c \cdot \sigma1 - d \cdot \sigma_m) / \sigma_m$

[0243] 或: $(c \cdot \sigma1 - d \cdot \sigma_m) / \sigma1$

[0244] 其中,系数a、b、c和d是常数($-\infty$ 到 $+\infty$),以用于匹配待使用的量;

[0245] 内含物内时间常数: $Z1 \cdot Z2$

[0246] 或: 内含物内频率常数 $1/Z1 \cdot Z2$

[0247] c) 组合的内含物间阻抗/电导率:

[0248] 乘积: $Z3 \cdot Z_m$

[0249] 或: $\sigma3 \cdot \sigma_m$

[0250] 差值/归一化差值:

[0251] $a \cdot Z3 - b \cdot Z_m$

[0252] 或: $c \cdot \sigma3 - d \cdot \sigma_m$

[0253] 其中,系数a、b、c和d是常数($-\infty$ 到 $+\infty$),以用于匹配待使用的量;

[0254] d) 组合的内含物间到内阻抗/电导率:

[0255] 乘积: $Re \cdot Ri$

[0256] 或: $\sigma_x \cdot \sigma_i$

[0257] 差值/归一化差异:

- [0258] $a^*Re - b^*Ri$
- [0259] 或: $c^*\sigma_x - d^*\sigma_i$
- [0260] 其中, 系数a、b、c和d是常数 $(-\infty \rightarrow +\infty)$, 以用于匹配待使用的量;
- [0261] 微分/归一化微分:
- [0262] $(a^*Re - b^*Ri) / Ri$
- [0263] 或: $(a^*Re - b^*Ri) / Re$
- [0264] 可选地: $(c^*\sigma_x - d^*\sigma_i) / \sigma_i$
- [0265] 或: $(c^*\sigma_x - d^*\sigma_i) / \sigma_x$
- [0266] 其中, 系数a、b、c和d是常数 $(-\infty \rightarrow +\infty)$, 以用于匹配待使用的量;
- [0267] 微分/归一化微分:
- [0268] $(a^*Z3 - b^*Zm) / Zm$
- [0269] 或: $(a^*Z3 - b^*Zm) / Z3$
- [0270] 可选地: $(c^*\sigma_3 - d^*\sigma_m) / \sigma_m$
- [0271] 或: $(c^*\sigma_3 - d^*\sigma_m) / \sigma_3$
- [0272] 其中, 系数a、b、c和d是常数 $(-\infty \rightarrow +\infty)$, 以用于匹配待使用的量;
- [0273] 内含物间时间常数: $Z3 * Z2$
- [0274] 或: 内含物间频率常数 $1 / Z3 * Z2$
- [0275] 具有异常色散特性(α)的组合集成参数测量
- [0276] a) “异常”内含物边界阻抗/电导率和相关量:
- [0277] “异常”内含物边界阻抗:
- [0278] α^*Zm
- [0279] 或: α / Zm
- [0280] “异常”内含物边界电导率:
- [0281] $\alpha^*\sigma_m$
- [0282] 或: α / σ_m
- [0283] b) 组合的“异常”内含物内阻抗/电导率:
- [0284] 乘积: α^*Z1^*Zm
- [0285] 或: $\sigma_1^*\sigma_m$
- [0286] 差值/归一化差值:
- [0287] $\alpha^*(a^*Z1 - b^*Zm)$
- [0288] 或: $\alpha^*(c^*\sigma_1 - d^*\sigma_m)$
- [0289] 其中, 系数a、b、c和d是常数 $(-\infty \rightarrow +\infty)$, 以用于匹配待使用的量;
- [0290] 微分/归一化微分:
- [0291] $\alpha^*(a^*Z1 - b^*Zm) / Zm$
- [0292] 或: $\alpha^*(a^*Z1 - b^*Zm) / Z1$
- [0293] 可选地: $\alpha^*(c^*\sigma_1 - d^*\sigma_m) / \sigma_m$
- [0294] 或: $\alpha^*(c^*\sigma_1 - d^*\sigma_m) / \sigma_1$
- [0295] 其中, 系数a、b、c和d是常数 $(-\infty \rightarrow +\infty)$, 以用于匹配待使用的量;
- [0296] 内含物内时间常数: $\alpha^*(Z1^*Z2)$

- [0297] 或:内含物内频率常数 $\alpha^*(1/Z1^*Z2)$
- [0298] c) 组合的内含物间阻抗/电导率:
- [0299] 乘积: α^*Z3^*Zm
- [0300] 或: $\sigma3^*\sigma m$
- [0301] 差值/归一化差值:
- [0302] $\alpha^*(a^*Z3-b^*Zm)$
- [0303] 或: $\alpha^*(c^*\sigma3-d^*\sigma m)$
- [0304] 其中,系数a、b、c和d是常数 $(-\infty \rightarrow +\infty)$,以用于匹配待使用的量;
- [0305] 微分/归一化微分:
- [0306] $\alpha^*(a^*Z3-b^*Zm)/Zm$
- [0307] 或: $\alpha^*(a^*Z3-b^*Zm)/Z3$
- [0308] 可选地: $\alpha^*(c^*\sigma3-d^*\sigma m)/\sigma m$
- [0309] 或: $\alpha^*(c^*\sigma3-d^*\sigma m)/\sigma3$
- [0310] 其中,系数a、b、c和d是常数 $(-\infty \rightarrow +\infty)$,以用于匹配待使用的量;
- [0311] 内含物间时间常数: α^*Z3^*Z2
- [0312] 或:内含物间频率常数 $\alpha^*(1/Z3^*Z2)$
- [0313] d) 组合的内含物间到内阻抗/电导率:
- [0314] 乘积: α^*Re^*Ri
- [0315] 或: $\alpha^*\sigma x^*\sigma i$
- [0316] 差值/归一化差值:
- [0317] $\alpha^*(a^*Re-b^*Ri)$
- [0318] 或: $\alpha^*(c^*\sigma x-d^*\sigma i)$
- [0319] 其中,系数a、b、c和d是常数 $(-\infty \rightarrow +\infty)$,以用于匹配待使用的量;
- [0320] 微分/归一化微分:
- [0321] $\alpha^*(a^*Re-b^*Ri)/Ri$
- [0322] 或: $\alpha^*(a^*Re-b^*Ri)/Re$
- [0323] 可选地: $\alpha^*(c^*\sigma x-d^*\sigma i)/\sigma i$
- [0324] 或: $\alpha^*(c^*\sigma x-d^*\sigma i)/\sigma x$
- [0325] 其中,系数a、b、c和d是常数 $(-\infty \rightarrow +\infty)$,以用于匹配待使用的量。
- [0326] 这个模型是如在US6856824中先前所述的分形模型。阻抗Z1、Z2、Z3中的每一个可以使用电路30或者在极限水平处表示,其中Z1等效于Ri,Z2等效于C,以及Z3等效于Re。术语“分形”用来表达下面的事实:无论在我们看结构的哪个维度级别处,模型都是一样的。
- [0327] 参考图5,示出了用于检测包括电极阵列101和超声探头102的身体组织的信号特征的设备10。
- [0328] 电极阵列101包括设置在电极板105的表面104上的多个电极103。在使用中,身体组织(未示出)相邻于电极板105,相邻于电极板105的表面104,或者与表面104接触,或者与表面104间隔开。电极103能够在身体组织上的电阻抗测量期间向身体组织施加第一电信号。电极103电耦合到第一控制器111,第一控制器111用于将第一电信号发送到电极103以施加到身体组织,并且用于从电极103接收第一输出信号,该第一输出信号取决于在电极

103处接收的电响应信号(身体组织的特征)。

[0329] 超声探头102包括设置在超声探头102的表面106上的多个超声换能器107。超声换能器107能够在身体组织上的超声检查期间向身体组织施加第一超声信号。超声换能器107电耦合到第二控制器112,其用于向超声换能器107提供使超声换能器107将第一超声信号施加到身体组织的、通常以电脉冲的形式的第二输入信号,并且用于从超声换能器107接收第二输出信号,该第二输出信号取决于在超声换能器107处接收的超声响应信号(身体组织的特征)。

[0330] 超声探头102的设置具有超声换能器107的表面106与电极板105相邻,并且在电极板105的与电极板105的设置具有电极103的表面104相对的一侧上。因此,如果电极板105水平地放置,其中电极板105的其上设置电极103的表面104朝上,那么超声探头102在电极板105下方,其中超声探头102的其上设置了超声换能器107的表面106也朝上。因此,超声换能器107布置在实质上平行于电极板105的平面中。这使电信号和超声信号能够在实质上彼此平行的方向上施加到身体组织。

[0331] 电极板105的移动使在比电极103被部署于其上的电极板105的区域更大的身体组织的区域上的不同位置处能够施加第一电信号且能够检测电响应信号。系统13可以引起电极板105和超声探头102相对于受试者的平移,如前面参考图1所述的。

[0332] 在这个示例中,超声探头102也相对于受试者旋转。超声探头102和电极板105机械地耦合,由此,超声探头102围绕实质上垂直于电极板105的轴108可旋转。对于给定尺寸的身体组织的区域,可以部署更少的电极103,这可以降低电连接的复杂性。电极板105的旋转还使用比电极103上的物理间隔更接近地间隔开的电极103的增量位置以精细分辨率实现电测量。

[0333] 电极103耦合到第一端口109,以及超声换能器107耦合到第二端口110。第一端口109是双向的,用于向电极103传送信号和从电极103传送信号。第二端口110也是双向的,用于向超声换能器107传送信号和从超声换能器107传送信号。为了清楚起见,在图1中未示出在第一端口109和电极103之间以及在第二端口110和超声换能器107之间的连接。这些连接可以例如定位在电极板105的与表面104相对的表面上,或者可以在电极板105的内部。

[0334] 存在耦合到第一端口109的第一控制器111。第一控制器111生成经由第一端口109传送到电极103中的一个或多个电极的第一输入信号,其中响应于第一输入信号,第一电信号被传输到身体组织。第一电信号穿过身体组织并在电极103中的另一个处被接收。在本说明书和所附权利要求中,这些所接收的信号被称为电响应信号。根据电响应信号,第一输出信号经由第一端口109被传送到第一控制器111。

[0335] 存在耦合到第二端口110的第二控制器112。第二控制器112生成经由第二端口110传送到超声换能器107的第二输入信号。第二输入信号可以是例如电信号或光信号。超声换能器107将第二输入信号转换成传输到身体组织的第一超声信号。第一超声信号在身体组织中被反射。在本说明书和所附权利要求中,这些反射被称为超声响应信号。超声响应信号由超声换能器107检测,超声换能器107将超声响应信号转换成经由第二端口110传送到第二控制器112的第二输出信号。

[0336] 第一控制器111和第二控制器112耦合到计算机18。计算机18基于第一输出信号来生成电阻抗数据,并且基于第二输出信号来生成超声数据。超声数据和电阻抗数据是身体

组织的特征。

[0337] 可选地,计算机18可以组合超声数据和电阻抗数据,且显示器114(可选的)可以显示表示组合的超声数据和电阻抗数据的图像。通过这种手段,电阻抗数据和超声数据可以被组合以提供增强的图像,其可以帮助检测和定位身体组织的特征,例如皮下微生物通道、经络线和穴位的特征。仅从电阻抗数据或超声数据可能不明显的身体组织的特征在电阻抗数据和超声数据的组合后可能变得明显。图像可以是二维或三维的。

[0338] 尽管图5所示的电极板105是平坦的,但这不是本发明的本质特征,并且电极板105或者至少表面104可以是非平坦的。例如,表面104可以以类似于身体组织的形状形成轮廓。这使身体组织的形状的变形能够被减少或避免。超声探头102的表面106和超声换能器107的布置可以被形成轮廓以与相邻电极板105的形状互补。

[0339] 通过采用与身体组织的形状互补的形状,可以减小在电极板105和身体组织之间以及在超声换能器107和身体组织之间的信号路径的长度,导致在检测响应信号时设备的提高的灵敏度。

[0340] 在图4所示的实施例中,电极板105是圆形的。这不是本发明的本质特征,且可以使用其它形状。

[0341] 经由第一端口109和第二端口110传送的信号可以是电流或电压,或者可以是光信号。此外,它们可以是模拟或数字信号。在光信号被使用的情况下,在光信号和电信号之间的转换可以由超声换能器107、由电极103以及由第一控制器111和第二控制器112执行。数模转换和模数转换可以由超声换能器107、由电极103以及由第一控制器111和第二控制器112执行。超声换能器107、电极103以及第一控制器111和第二控制器112可以包括信号处理,例如放大和滤波。第一控制器111可以与电极板105构成整体,以及第二控制器112可以与超声探头102构成整体,在这种情况下,第一端口109和第二端口110中的一个或两个可以分别在电极板105或超声探头102的内部。可选地,第一控制器111可以通过电缆与电极板105间隔开,和/或第二控制器112可以通过电缆与超声探头102间隔开。

[0342] 第一控制器111和第二控制器112可以耦合,并且实际上可以是公共控制器。这使第一和第二信号的生成能够同步。例如,可以控制第一和第二信号的相对定时和/或幅度。

[0343] 设备10可以包括用于将在评估下的对象与电极载板105间隔开的间隔构件。当电极载板105旋转时,间隔构件和对象不旋转。以这种方式,对象被保护免受来自旋转载板105的旋转力,并且对患者的不适可以被减少或消除。可旋转载板105可具有用于所附接的超声探头106的超声窗口。窗口可以是穿过板105的孔。间隔膜800可以由超声透明膜(诸如例如聚合物,例如高电阻抗聚合物)制成。在该示例中,每个电极可以具有穿过间隔构件的孔。

[0344] 图6A、6B、6C、6D公开了电极103的电极阵列101的示例。这些电极阵列101是可旋转的并且具有旋转对称性。间隔构件用于将在评估下的对象与旋转电极阵列101间隔开。载板105是不导电的,并且可以由例如塑料材料制成。电极103部署在电极载板105的整个平坦表面上,并且优选地凹入电极载板105中,使得它们不与放置在电极载板105上的对象产生物理接触。每个电极由一个点表示。

[0345] 电极在包括重复的单元的布置中被布置在电极载板105上,重复的单元在电极载板105上重复,并且具有小于或等于 90° 的旋转对称角。电极被部署成使得能够使用通过连续位置旋转小于 90° 的旋转位移的电极的图案来进行电阻抗的测量。

[0346] 在图6A中,电极103在正方形矩阵中等距地布置,使得电极位于布置在连续体中的正方形的角处。电极布置在正方形的棋盘形格局的每个正方形的一个或更多个角处。这种布置实现旋转对称,其为 90° 的倍数。在这种布置中,除了相邻于该布置的边界的电极之外,每个电极具有布置在正方形中的四个最接近的邻近电极。可选地,可以通过将每个正方形细分成四个较小的正方形来提供更密集的矩阵。

[0347] 电极103在 X 列 $\times$ N 行的阵列中,其中 $X=1,2,3,\dots,N$; $Y=1,2,\dots,M$;例如 3×16 阵列、 3×24 阵列; 5×16 阵列、 5×24 阵列,在电极之间的间隙可以是任何可能的值,例如 0.01mm 、 0.02mm 、 0.05mm 、 0.1mm 、 0.5mm 、 1mm 等。

[0348] 在图6B中,电极103在三角形矩阵中等距地布置,使得电极位于在连续体中布置的等边三角形的角处。电极布置在三角形的棋盘形格局的每个三角形的一个或更多个角处。三角形可以是等边三角形。此外,三角形可具有相等的尺寸。这种布置实现旋转对称,其为 60° 的倍数。在这种布置中,除了相邻于该布置的边界的电极之外,每个电极具有布置在六边形中的六个最接近的邻近电极。可选地,可以通过将每个等边三角形细分成四个较小的等边三角形来提供更密集的三角形矩阵。

[0349] 电极103在一半占据的 X 列 $\times$ N 行阵列中, $X=1,2,3,\dots,N$; $Y=1,2,\dots,M$;例如 3×16 阵列、 3×24 阵列; 5×16 阵列、 5×24 阵列,在电极之间的间隙可以是任何可能的值,例如 0.01mm 、 0.02mm 、 0.05mm 、 0.1mm 、 0.5mm 、 1mm 等。

[0350] 在图6C和6D中,电极103布置在穿过公共点0的五条或更多条径向延伸的线上。在二维中, N 条径向线具有 $360^\circ/N$ 的规则间隔,并且在电极103之间沿径向线的间隙可以是任何可能的值,例如 0.01mm 、 0.02mm 、 0.05mm 、 0.1mm 、 0.5mm 、 1mm 等。

[0351] 每个电极的直径可以是 $1\text{--}5\mu\text{m}$,但不限于此范围。在最接近的电极之间的中心距离可以在例如 $0.01\text{--}1\text{mm}$ 之间。

[0352] 电极103可以被配置成在皮下的高达 $5\text{--}10\text{mm}$,通常以 $1\text{--}2\text{mm}$ 分辨率在皮下的 $2\text{--}4\text{mm}$ 进行测量。

[0353] 图7示出了除电阻抗测量之外还可以使用或不使用超声测量的设备10的示例。电极载板105可以相对于对象(受试者)横向移动200。该移动可以由系统13(未示出)引起,该系统例如可以包括伺服马达。设备10移动电极103的阵列,并在每个位置处进行测量。

[0354] 设备:

[0355] (i) 获得对象在不同位置处的电阻抗数据;

[0356] (ii) 使用假定的电气模型的传递函数来分析所获得的电阻抗数据,以确定对象的多个电阻抗特性随位置的变化;以及

[0357] (iii) 确定由多个电阻抗特性中的一个或更多个的变化所识别的位置。

[0358] 在识别了多个电阻抗特性中的一个或更多个电阻抗特性的变化的位置后,设备10移动电极103的载板105,使得在载板105的中间的孔202位于对应于皮下微生物通道、经络或穴位的位置上。这允许针灸师确定在孔202内的穴位。

[0359] 设备10可以被配置为沿着肢体移动的带或绳。然后横向运动越过肢体。

[0360] 对象的电阻抗数据可以在多个不同位置中的每一个处在频率范围内被获得。

[0361] 对象的随位置变化的参数阻抗值可以通过构造性地组合所确定的多个电阻抗特性中的所选择的特性来形成,并且感兴趣的位置可以通过对象的至少一个参数阻抗值的变

化来识别。

[0362] 超声传感器可以位于孔202内。

[0363] 图8示出了除电阻抗测量之外还可以使用或不使用超声测量的设备10的示例。电极载板105被分成两个部分105A和105B。

[0364] 部分105A是电极103的阵列101。该阵列可以是固定的或可移动的。例如，它可以相对于对象(受试者)横向移动200。该移动可以由系统13(未示出)引起，该系统例如可以包括伺服马达。

[0365] 部分105B是电极103的阵列101。该阵列可以是可移动的，并且操作读取头210。在所示的示例中，存在两个读取头210，例如，它可以相对于对象(受试者)横向和/或纵向移动。该移动可以由系统13(未示出)引起，该系统例如可以包括伺服马达。

[0366] 设备10移动电极103的阵列，并在每个位置处进行测量。

[0367] 设备10：

[0368] (i) 获得对象在不同位置处的电阻抗数据；

[0369] (ii) 使用假定的电气模型的传递函数来分析所获得的电阻抗数据，以确定对象的多个电阻抗特性随位置的变化；以及

[0370] (iii) 确定由多个电阻抗特性中的一个或多个电阻抗特性的变化所识别的位置。

[0371] 在识别了多个电阻抗特性中的一个或多个电阻抗特性的变化的位置后，设备10移动读取头210以确定该位置。

[0372] 对象的电阻抗数据可以在多个不同位置中的每一个处在一定频率范围内被获得。

[0373] 对象的随位置变化的参数阻抗值可以通过构造性地组合所确定的多个电阻抗特性中的所选择的电阻抗特性来形成，并且感兴趣的位置可以通过对象的至少一个参数阻抗值的变化来识别。

[0374] 在前述示例中，温度控制子系统可用于例如经由电极板105或独立地提供受试者的恒定或差温加热/冷却。因此，在不同位置处的测量可以在受控的固定或可变温度条件下进行。

[0375] 在前面的示例中，在不同位置处的测量可以在没有针灸的情况下进行，或者可以在针灸期间进行。

[0376] 通过应用时变参数，例如温度变化和针灸的缺乏/存在，可能确定电阻抗特性的时间变化。这可以允许确定参数，例如在针灸刺激期间沿经络线的速度、传输方向和传输感觉。动态测量从在针灸被给与时的数据的变化来检测通道中的间质流体流动。该装置还可以根据红细胞的1-3MHz的特征频率来辨别在经络通道和血管之间的差异。

[0377] 数据库可用于将受试者的所测量的电阻抗特性与在不同性别、年龄、正常和异常组下的数据进行比较。

[0378] 尽管在前面的段落中已经参考各种非限制性示例描述了本发明的实施例，但是应当认识到，可以做出对给定示例的修改而不偏离如所要求保护的本发明的范围。

[0379] 虽然在前述说明书中努力将注意力引到本发明的被认为具有特别的重要性的那些特征，但是应理解，申请人要求关于在上文中提到和/或在附图中示出的任何可取得专利权的特征或特征的组合的保护。

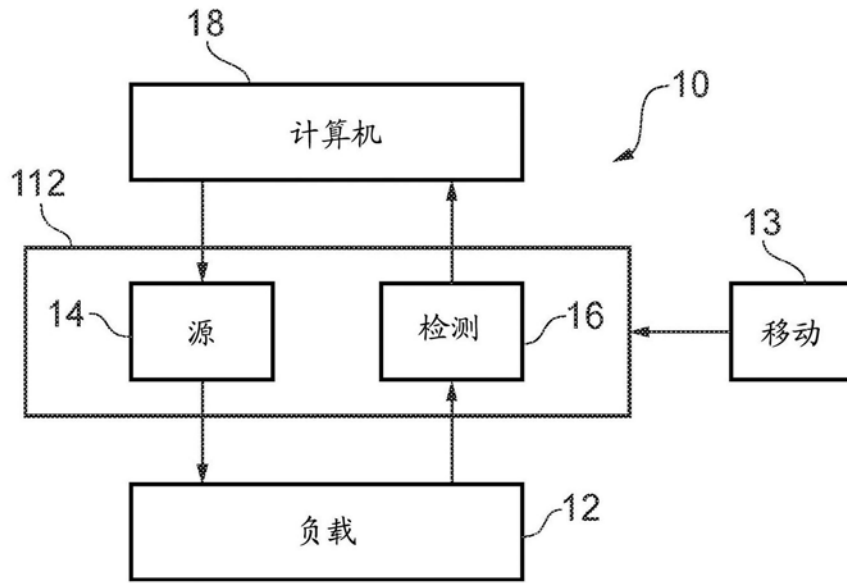


图1

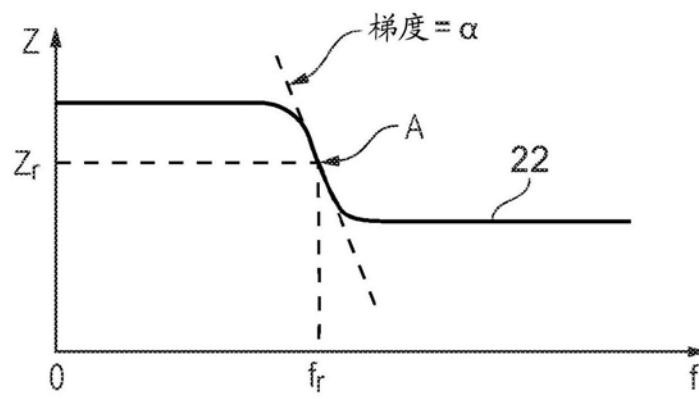


图2A

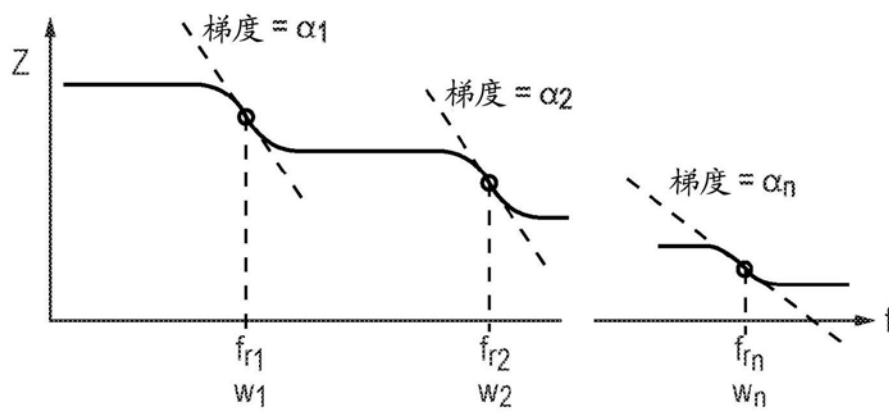


图2B

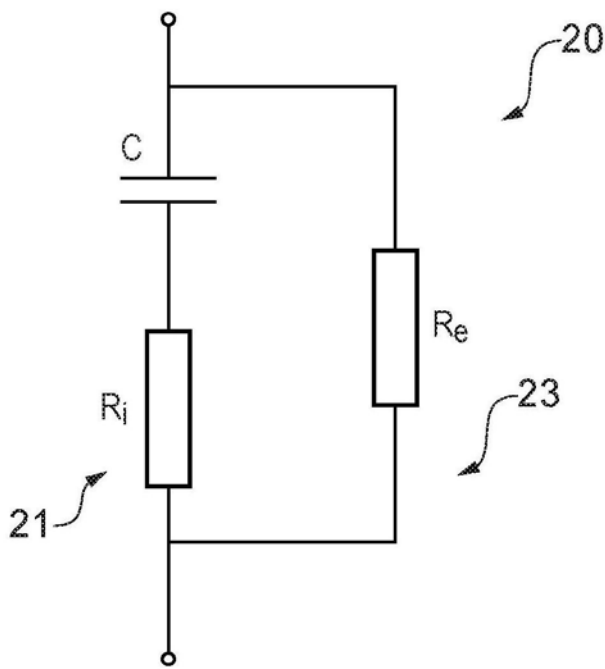


图3

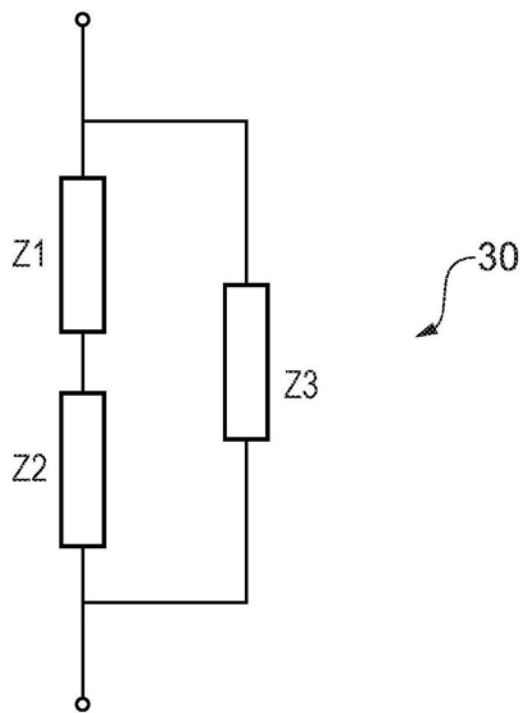


图4

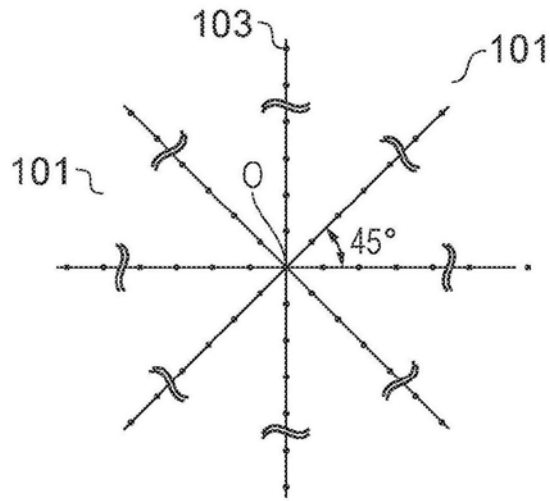


图6C

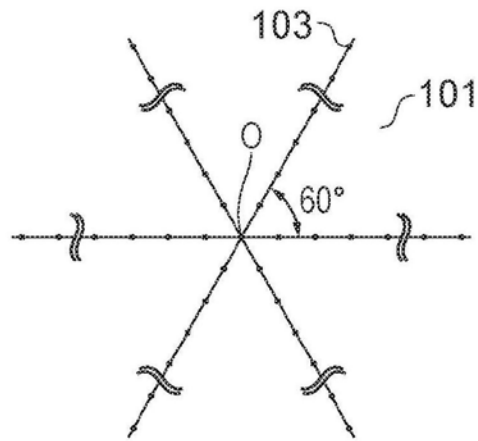


图6D

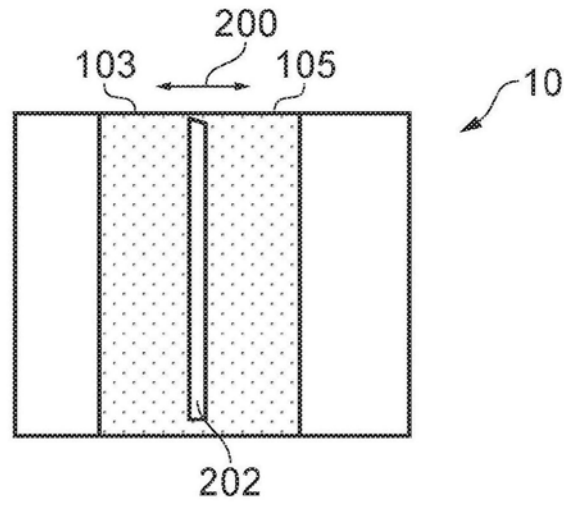


图7

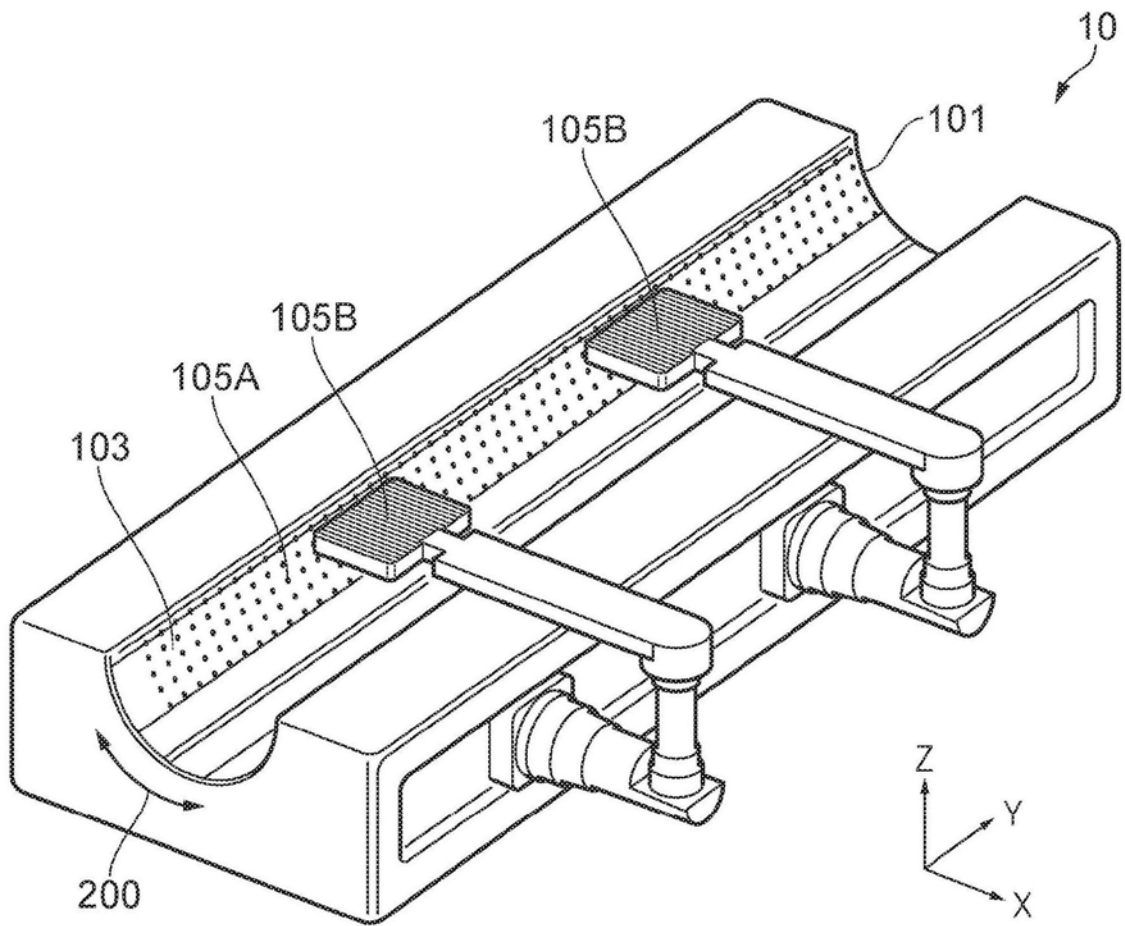


图8

专利名称(译)	用于皮下微生物通道的定位的电阻抗测量和EIT成像		
公开(公告)号	CN109862827A	公开(公告)日	2019-06-07
申请号	CN201780047721.X	申请日	2017-05-26
[标]申请(专利权)人(译)	王伟		
申请(专利权)人(译)	王伟		
当前申请(专利权)人(译)	王伟		
[标]发明人	王伟 张维波		
发明人	王伟 张维波		
IPC分类号	A61B5/053 A61B8/00 G01N27/02 A61B5/00		
代理人(译)	王红英		
优先权	2016009551 2016-05-31 GB		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于对对象的一个或多个电阻抗特性的变化进行定位的方法，该方法包括以下步骤：(i)获得对象在不同位置处的电阻抗数据；(ii)使用假定的电气模型的传递函数来分析所获得的电阻抗数据，以确定对象的多个电阻抗特性随位置的变化；以及(iii)识别由多个电阻抗特性中的一个或多个电阻抗特性的变化所识别的位置。

