



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103181762 A

(43) 申请公布日 2013. 07. 03

(21) 申请号 201210182769. 0

(22) 申请日 2012. 06. 05

(30) 优先权数据

100149801 2011. 12. 30 TW

(71) 申请人 财团法人交大思源基金会

地址 中国台湾新竹市

(72) 发明人 蔡德明 孙树海

(74) 专利代理机构 北京戈程知识产权代理有限

公司 11314

代理人 程伟 王锦阳

(51) Int. Cl.

A61B 5/053(2006. 01)

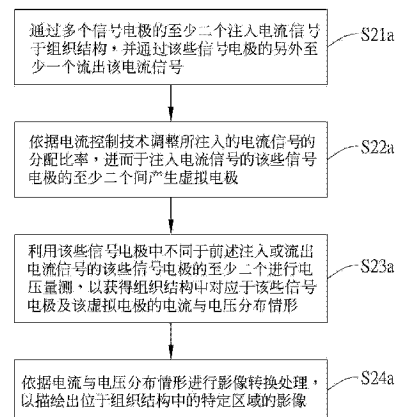
权利要求书3页 说明书9页 附图14页

(54) 发明名称

增进电阻抗断层成像影像分辨率的方法

(57) 摘要

本发明提供一种增进电阻抗断层成像影像分辨率的方法以及一种二维及三维电阻抗断层摄影系统, 具体来说, 本发明借由电流控制技术形成虚拟电极, 以提供一种不需增加实体电极即可改善原始电阻抗断层成像系统的影像分辨率的方法。而本发明的电阻抗断层成像系统可使用多个电极、至少一个信号产生器、至少一个信号接收器, 以及至少一个电流控制器。换句话说, 本发明将电流控制技术及虚拟电极技术结合至电阻抗断层成像, 进而在不需实际增加实体电极数量的情形下改善影像的分辨率。



1. 一种增进电阻抗断层成像影像分辨率的方法,应用于多个位于组织结构外围或内部的信号电极,包括以下步骤:

1) 通过该些信号电极的至少二个注入电流信号于该组织结构,并通过该些信号电极的另外至少一个流出该电流信号;

2) 依据电流控制技术调整所注入的电流信号的分配比率,进而于注入该电流信号的该些信号电极的至少二个间产生虚拟电极;

3) 利用该些信号电极中不同于前述注入或流出该电流信号的该些信号电极的至少二个进行电压量测,以获得该组织结构中对应于该些信号电极及该虚拟电极的电流与电压分布情形;以及

4) 依据该电流与电压分布情形进行影像转换处理,以描绘出位于该组织结构中的特定区域的影像。

2. 根据权利要求1所述的增进电阻抗断层成像影像分辨率的方法,其特征在于,该虚拟电极的位置是对应于该分配比率而位于注入该电流信号的该些信号电极的至少二个间,且该分配比率介于0%~100%之间。

3. 根据权利要求1所述的增进电阻抗断层成像影像分辨率的方法,其特征在于,步骤1)是通过信号产生器来予以实施,步骤2)是通过与该信号产生器连接的电流控制器来予以实施,步骤3)是通过与该信号产生器连接的信号接收器来予以实施,而步骤4)是借由离散系统的数学运算软件和参数模型匹配以进行影像转换处理。

4. 根据权利要求1所述的增进电阻抗断层成像影像分辨率的方法,其特征在于,该些信号电极为微电极,且构成电极数组。

5. 根据权利要求1所述的增进电阻抗断层成像影像分辨率的方法,其特征在于,该组织结构为脑部、背部脊髓、颈部、或胸腔部。

6. 一种增进电阻抗断层成像影像分辨率的方法,应用于多个位于组织结构外围或内部的信号电极,包括以下步骤:

1) 通过该些信号电极的至少一个注入电流信号于该组织结构,并通过该些信号电极的另外至少二个流出该电流信号;

2) 依据电流控制技术调整所流出的电流信号的分配比率,进而于流出该电流信号的该些信号电极的至少二个间产生虚拟电极;

3) 利用该些信号电极中不同于前述注入或流出该电流信号的该些信号电极的至少二个进行电压量测,以获得该组织结构中对应于该些信号电极及该虚拟电极的电流与电压分布情形;以及

4) 依据该电流与电压分布情形进行影像转换处理,以描绘出位于该组织结构中的特定区域的影像。

7. 根据权利要求6所述的增进电阻抗断层成像影像分辨率的方法,其特征在于,该虚拟电极的位置对应于该分配比率而位于流出该电流信号的该些信号电极的至少二个间,且该分配比率介于0%~100%之间。

8. 根据权利要求6所述的增进电阻抗断层成像影像分辨率的方法,其特征在于,步骤1)是通过信号产生器来予以实施,步骤2)是通过与该信号产生器连接的电流控制器来予以实施,步骤3)是通过与该信号产生器连接的信号接收器来予以实施,而步骤4)是借由离散

系统的数学运算软件和参数模型匹配以进行影像转换处理。

9. 根据权利要求 6 所述的增进电阻抗断层成像影像分辨率的方法,其特征在于,这些信号电极为微电极,且构成电极数组。

10. 根据权利要求 6 所述的增进电阻抗断层成像影像分辨率的方法,其特征在于,该组织结构为脑部、背部脊髓、颈部、或胸腔部。

11. 一种增进电阻抗断层成像影像分辨率的方法,应用于多个位于组织结构外围或内部的信号电极,包括以下步骤:

1) 通过这些信号电极的至少二个注入电流信号于该组织结构,并通过这些信号电极的另外至少二个流出该电流信号;

2) 依据电流控制技术调整所注入及所流出的电流信号的分配比率,进而于注入该电流信号的这些信号电极的至少二个间及流出该电流信号的这些信号电极的至少二个间产生虚拟电极;

3) 利用这些信号电极中不同于前述注入或流出该电流信号的这些信号电极的至少二个进行电压量测,以获得该组织结构中对应于这些信号电极及这些虚拟电极的电流与电压分布情形;以及

4) 依据该电流与电压分布情形进行影像转换处理,以描绘出位于该组织结构中的特定区域的影像。

12. 根据权利要求 11 所述的增进电阻抗断层成像影像分辨率的方法,其特征在于,这些虚拟电极的位置对应于该分配比率而分别位于注入该电流信号的这些信号电极的至少二个间及流出该电流信号的这些信号电极的至少二个间,且该分配比率介于 0% ~ 100% 之间。

13. 根据权利要求 11 所述的增进电阻抗断层成像影像分辨率的方法,其特征在于,步骤 1) 是通过信号产生器来予以实施,步骤 2) 是通过与该信号产生器连接的电流控制器来予以实施,步骤 3) 是通过与该信号产生器连接的信号接收器来予以实施,而步骤 4) 是借由离散系统的数学运算软件和参数模型匹配以进行影像转换处理。

14. 根据权利要求 11 所述的增进电阻抗断层成像影像分辨率的方法,其特征在于,这些信号电极为微电极,且构成电极数组。

15. 根据权利要求 11 所述的增进电阻抗断层成像影像分辨率的方法,其特征在于,该组织结构为脑部、背部脊髓、颈部、或胸腔部。

16. 一种三维电阻抗断层摄影系统,包括:

多组信号电极装置,以垂直堆叠方式配置于组织结构上,其中,于对该组织结构执行电阻抗断层扫描时,将一预定分配比率的电流信号通过该多组信号电极装置中至少两组,以于该至少两组信号电极装置之间产生虚拟电极装置,且量测该组织结构中对应于这些信号电极装置及这些虚拟电极装置的电流与电压分布情形,以依据该电流与电压分布情形取得该组织结构的三维影像。

17. 根据权利要求 16 项所述的三维电阻抗断层摄影系统,其中,该信号电极装置为环形链状。

18. 根据权利要求 16 项所述的三维电阻抗断层摄影系统,其中,该虚拟电极装置的位置对应于该分配比率而位于通过有该电流信号的信号电极装置的其中至少二者间,且该分

---

配比率的预定值介于 0% ~ 100% 之间。

## 增进电阻抗断层成像影像分辨率的方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种增进电阻抗断层成像影像分辨率的方法和一种二维及三维电阻抗断层摄影系统,尤指一种以电流控制技术增进电阻抗断层成像影像分辨率的方法和三维电阻抗断层摄影系统。

### 背景技术

[0002] 近年来,医疗影像技术的发展使得计算机断层扫描(Computed Tomography, CT)、磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)以及正子放射断层摄影(Positron Emission Tomography, PET)等医疗影像技术能用以产生三维影像。

[0003] 现有的扫描影像技术虽可产生二维静态影像于输出胶卷上,然而,却需要经过多次影像扫描才可获得三维影像,三维超音波(3D ultrasound)影像技术即采用类似的技术。此外,医疗人员在诊断身体特定部位时,如脑部、肺部、或胸部,需要具有好的分辨率及价格合理的影像技术,才能够获得详细和清晰的医疗影像,以对许多病症进一步做出正确的诊断和手术治疗。

[0004] 此外,现行的电阻抗断层成像(Electrical Impedance Tomography, EIT)技术已逐渐广泛在医疗影像方面受到重视与应用,并且,电阻抗断层成像具有非侵入式、价格低廉、无辐射性伤害以及长期监测等优点。然而,电阻抗断层成像的缺点在于产生的影像的分辨率相对地不足,其主要原因通常是受到获取电极数据的电极的数量所限制。一般的电极数据采集方式是将电流信号输入至一组电极,以量测其余电极间所产生的电压值。

[0005] 在美国第 6725087 号专利案中,数据采集、数据处理和影像组件连接于一个通讯网络,因而允许对该数据采集、数据处理和影像组件于网络内不同的位置进行处理,同时 IEEE 于 2008 年 2 月所刊登的期刊论文“用于胸部影像的宽带高频电阻抗断层成像系统(A broadband high-frequency electrical impedance tomography system for breast imaging)”所揭露的技术中,电阻抗断层成像系统虽能工作于宽频带(10kHz-10MHz),且尽管该阻抗测量的精确度已借由电流频率的提升而提高,但电阻抗断层成像系统的影像分辨率仍然无法有效提高,因此具有改善空间。

[0006] 请一并参照图 1A、图 1B、图 1C,以了解现有的电阻抗断层成像技术。如图 1 所示的邻接式(adjacent input configuration)技术,组织结构 100 的外围可围绕着一圈具有信号电极 1~16 的导线,而通过组织结构 100 表面上的信号电极 1,电流源 104 可注入电流信号于组织结构 100,并借由信号电极 3 自组织结构 100 流出电流信号,此时,导电目标 102 会因电场的关系产生电性的特征,即每一个信号电极均有相对应的等势线 108,并依序反应于组织结构 100 表面上的信号电极 4~16。而电压量测器 106 可作为接收信号的用,从而计算出组织结构 100 内的阻抗大小值,以供重建导电目标 102 在组织结构 100 中的影像,例如,电压量测器 106 可先连接于信号电极 6、8,并进一步利用信号电极 6、8 接收信号,再位移至其它信号电极以接收其它信号电极上的信号。量测完成时,即可进行演算并据此重建影像,进而得知导电目标 102 即特定区域的横截面的阻抗大小。另外,如图 1B 所示的跨接

式(cross input configuration)技术,是将电流源 104 连接于信号电极 1、5,并进一步依据相同的原理利用信号电极 2~4、6~16 进行量测。而如图 1C 所示的对接式(opposite input configuration)技术,则是将电流源 104 连接于信号电极 1、9,并进一步依据相同的原理利用信号电极 2~8、10~16 进行量测。

[0007] 由此可知,现有的电阻抗断层成像技术只能适用于人体的躯干外围或肢体外围,且需要相当繁杂的量测处理程序,且因影像的分辨率直接仰赖电极的多寡,所以即便使用者发现影像的分辨率不足,也仅能多次重复量测而无法提升分辨率。若以增加大量电极的方式来增加 EIT 影像的分辨率,也会付出高额的硬件成本,不符合经济效益。

## 发明内容

[0008] 鉴于上述现有技术的缺点,本发明主要的目的之一为提供能快速、有效地获得较佳分辨率的方法,以增加后续诊疗及手术的准确性,克服因电阻抗断层成像技术无法快速获得较佳分辨率的影像而造成无法达到预期的治疗效果之缺失。

[0009] 为达上述目的与其它目的,本发明提供一种增进电阻抗断层成像影像分辨率的方法,应用于多个位于组织结构外围或内部的信号电极,包括以下步骤:通过该些信号电极的至少二个注入电流信号于该组织结构,并通过该些信号电极的另外至少一个流出该电流信号;依据电流控制技术调整所注入的电流信号的分配比率,进而于注入该电流信号的该些信号电极的至少二个间产生虚拟电极;利用该些信号电极中不同于前述注入或流出该电流信号的该些信号电极的至少二个进行电压量测,以获得该组织结构中对应于该些信号电极及该虚拟电极的电流与电压分布情形;以及依据该电流与电压分布情形进行影像转换处理,以描绘出位于该组织结构中的特定区域的影像。

[0010] 其次,本发明又提供一种增进电阻抗断层成像影像分辨率的方法,应用于多个位于组织结构外围或内部的信号电极,包括以下步骤:通过该些信号电极的至少一个注入电流信号于该组织结构,并通过该些信号电极的另外至少二个流出该电流信号;依据电流控制技术调整所流出的电流信号的分配比率,进而于流出该电流信号的该些信号电极的至少二个间产生虚拟电极;利用该些信号电极中不同于前述注入或流出该电流信号的该些信号电极的至少二个进行电压量测,以获得该组织结构中对应于该些信号电极及该虚拟电极的电流与电压分布情形;以及依据该电流与电压分布情形进行影像转换处理,以描绘出位于该组织结构中的特定区域的影像。

[0011] 此外,本发明还提供一种增进电阻抗断层成像影像分辨率的方法,应用于多个位于组织结构外围或内部的信号电极,包括以下步骤:通过该些信号电极的至少二个注入电流信号于该组织结构,并通过该些信号电极的另外至少二个流出该电流信号;依据电流控制技术调整所注入的电流信号及所流出的电流信号的分配比率,进而于注入该电流信号的该些信号电极的至少二个间及流出该电流信号的该些信号电极的至少二个间产生虚拟电极;利用该些信号电极中不同于前述注入或流出该电流信号的该些信号电极的至少二个进行电压量测,以获得该组织结构中对应于该些信号电极及该些虚拟电极的电流与电压分布情形;以及依据该电流与电压分布情形进行影像转换处理,以描绘出位于该组织结构中的特定区域的影像。

[0012] 另外,本发明还提供一种三维电阻抗断层摄影系统,包括:多组信号电极装置,以

垂直堆叠方式配置于组织结构上,其中,于对该组织结构执行电阻抗断层扫描时,将一预定分配比率的电流信号通过该多组信号电极装置中至少两组,以于该至少两组信号电极装置之间产生虚拟电极装置,且量测该组织结构中对应于该些信号电极装置及该些虚拟电极装置的电流与电压分布情形,以依据该电流与电压分布情形取得该组织结构的三维影像。

[0013] 相比于现有技术,本发明不但能利用电流控制技术增加虚拟电极,且进一步应用了影像转换处理技术来处理信号电极、量测电极或虚拟电极的电流与电压分布情形以描绘出组织结构,所以能够快速、有效、实时提供组织结构中清晰的影像,且能于不需重复进行量测的前提下提升分辨率。

#### 附图说明

[0014] 图 1A、图 1B、图 1C 为现有的电阻抗断层成像技术的二维平面示意图；

[0015] 图 2A 为本发明的增进电阻抗断层成像影像分辨率方法的第一实施例的步骤流程图；

[0016] 图 2B 为本发明的增进电阻抗断层成像影像分辨率方法的第二实施例的步骤流程图；

[0017] 图 2C 为本发明的增进电阻抗断层成像影像分辨率方法的第三实施例的步骤流程图；

[0018] 图 3 用于描绘本发明以多个信号电极设置于组织结构的外围的剖面示意图；

[0019] 图 4 用于描绘本发明将形成为电极数组的多个信号电极植入组织结构内的剖面示意图；

[0020] 图 5A 至图 5D 为本发明第一实施例借由电流控制技术于注入电流信号的信号电极间产生虚拟电极的平面配置图；

[0021] 图 6A 至图 6C 为本发明第二实施例借由电流控制技术于流出电流信号的信号电极间产生虚拟电极的平面配置图；以及

[0022] 图 7A 至图 7D 为本发明第三实施例借由电流控制技术于注入及流出电流信号的信号电极间皆产生虚拟电极的平面配置图；

[0023] 第 8A 至 8B 图分别为本发明的三维电阻抗断层摄影系统的一实施例的在信号电极装置之间产生虚拟电极装置的示意图；

[0024] 第 8B 图为本发明的三维电阻抗断层摄影系统的一实施例的配置图；以及

[0025] 第 8C 图为本发明的三维电阻抗断层摄影系统的另一实施例的配置图。

[0026] 主要组件符号说明

[0027] 1 ~ 16、301、303 信号电极

[0028] 102 导电目标

[0029] 104、104a、104b 电流源

[0030] 106 电压量测器

[0031] 108 等势线

[0032] 100、101、305 组织结构

[0033] 307、A 特定区域

[0034] 309 整合式导线

[0035]	311	信号产生器
[0036]	313	电流控制器
[0037]	315	信号接收器
[0038]	41、42、43、44	信号电极装置
[0039]	S21a ~ S24a、S21b ~ S24b、S21c ~ S24c	步骤
[0040]	v	虚拟电极
[0041]	v1、v2、v3	虚拟电极装置。

### 具体实施方式

[0042] 以下借由特定的具体实施形态说明本发明的技术内容，本领域技术人员可由本说明书所揭示的内容轻易地了解本发明的其它优点与功效。本发明也可借由其它不同的具体实施形态加以施行或应用，本说明书中的各项细节也可基于不同观点与应用，在未背离本发明的精神下进行各种修饰与变更。

[0043] 本发明提出的增进电阻断层成像影像分辨率方法应用于多个于组织结构外围或内部的信号电极，其第一种实施例可参照图 2A 绘示的步骤流程图及图 5A 至图 5C 的平面配置图。

[0044] 如图所示，在步骤 S21a 中，通过该些信号电极的至少二个注入电流信号于该组织结构 100，并通过该些信号电极的另外至少一个流出该电流信号，接着进至步骤 S22a。于一实施例中，信号电极可为设置于组织结构的外围或内部的微电极，且该些信号电极可构成电极数组，而该组织结构可为脑部、肺部、或胸部。

[0045] 具体来说，步骤 S21a 的实施方式同样可符合邻接、跨接、及对接式技术的实施例，分别如图 5A、图 5B、或图 5C 所示。于图 5A 所示的邻接式技术实施例中，电流信号可通过相邻的信号电极 1、16 予以注入，并借由信号电极 3 将该电流信号流出。于图 5B 所示的跨接式技术态样中，电流信号可通过信号电极 2、3 予以注入，并借由信号电极 6 流出该电流信号。而于图 5C 所示的对接式技术态样中，电流信号可通过信号电极 2、3 予以注入，并借由相对的信号电极 10 流出该电流信号。而此处所述的注入电流信号及输出电流信号的实施步骤可借由信号产生器予以实施。

[0046] 在步骤 S22a 中，可依据电流控制技术调整所注入的电流信号的分配比率，进而于注入电流信号的该些信号电极的至少二个间产生虚拟电极，接着进至步骤 S23a。

[0047] 于本发明的一实施例中，所述的电流控制技术可通过与前述的信号产生器连接的电流控制器 (current steering device) 来予以实施，以令该分配比率  $\alpha$  能介于 0%~100% 之间。例如于图 5A 的实施例中，信号电极 16 所注入的电流信号与信号电极 1 所注入的电流信号分别为  $\alpha I : (1-\alpha) I$ ， $I$  是从电流源 104 注入的总电流， $\alpha$  为分配比率，而虚拟电极  $v$  的位置则可对应于分配比率位于信号电极 16、1 之间。于图 5B 的实施例中，信号电极 2 所注入的电流信号与信号电极 3 所注入的电流信号的分配也可为  $\alpha I : (1-\alpha) I$ ，而虚拟电极  $v$  的位置则可对应于分配比率位于信号电极 2、3 之间。而于图 5C 的实施例中，信号电极 2 所注入的电流信号与信号电极 3 所注入的电流信号的分配也可为  $\alpha I : (1-\alpha) I$ ，而虚拟电极  $v$  的位置则可对应于分配比率位于信号电极 2、3 之间。当然，此处所述的分配为  $\alpha I : (1-\alpha) I$ ，也可类推为  $(1-\alpha) I : \alpha I$ ，而随着调变分配比率  $\alpha$  的数值，分配比率可为 50%：



50% 或其它比率。而借由适当地调控注入的电流信号的分配比率,两个用以注入电流信号的信号电极间即可产生虚拟电极,即如图 5A 例示的虚拟电极 v,而为了简化图式,虚拟电极 v 仅于图 5A 中绘制。而按照此处所述的分配比率的原理,于用以注入电流信号的信号电极设定大于两个,例如为三个时,其分配可为  $\alpha I : \beta I : (1 - \alpha - \beta) I$ ,且当  $\alpha + \beta \leq 1$ ,流出的电流可为  $-I$ ,详如图 5D 所示。

[0048] 在步骤 S23a 中,利用该些信号电极中不同于前述注入或流出电流信号的该些信号电极的至少二个进行电压量测,以获得组织结构 100 中对应于该些信号电极及该虚拟电极的电流与电压分布情形,接着进至步骤 S24a。

[0049] 于本发明的一实施例中,可通过与信号产生器连接的信号接收器量测对应于该些信号电极及该虚拟电极的电流与电压分布情形,以进行电极间的阻抗特性分析,而量测的方式可参照现有技术,故不再于此赘述。

[0050] 在步骤 S24a 中,依据该电流与电压分布情形进行影像转换处理,以描绘出位于该组织结构 100 中的特定区域的影像。需补充的是,前述对电流与电压分布情形进行影像转换处理的步骤时,可先对该组织结构中的该特定区域进行电流、电压与阻抗特性分析;接着,再将该阻抗特性分析的结果与仿真模型参数进行匹配以产生并描绘出该组织结构的周围的影像。而实际实施时,可借由离散系统的数学运算软件和参数模型匹配以进行影像转换处理,其中离散系统的数学运算软件可为 MATLAB。而由于虚拟电极的产生,用以进行电极间的阻抗特性分析的数据会更加充分,从而描绘出的影像会具有更高的分辨率。

[0051] 请再参阅图 2B 所绘示的步骤流程图及图 6A 至图 6C 的平面配置图,以了解本发明的增进电阻断层成像影像分辨率的方法的第二种实施例。

[0052] 在步骤 S21b 中,通过该些信号电极的至少一个注入电流信号于该组织结构 100,并通过该些信号电极的另外至少二个流出该电流信号,接着进至步骤 S22b。

[0053] 在步骤 S22b 中,依据电流控制技术调整所流出的电流信号的分配比率,进而于流出该电流信号的该些信号电极的至少二个间产生虚拟电极,接着进至步骤 S23b。

[0054] 具体来说,步骤 S21b、S22b 的实施同样可符合邻接式、跨接式及对接式技术。如图 6A 所示,电流信号自信号电极 1 注入,并自相邻的信号电极 3、4 流出,而信号电极 3、4 所流出的电流信号的分配可为  $\alpha I : (1 - \alpha) I$ ;于图 6B 的实施例中,电流信号自信号电极 2 注入,并自信号电极 6、7 流出,而信号电极 6、7 所流出的电流信号的分配也可为  $\alpha I : (1 - \alpha) I$ ;而于图 6C 的实施例中,电流信号自信号电极 2 注入,并自相对的信号电极 9、10 流出,而信号电极 9、10 所流出的电流信号的分配也可为  $\alpha I : (1 - \alpha) I$ 。当然,此处所述的  $\alpha I : (1 - \alpha) I$  也可类推为  $(1 - \alpha) I : \alpha I$ ,且随着分配比率  $\alpha$  的数值调变,虚拟电极可产生在图 6A 的信号电极 3、4 间的不同位置,或是产生在图 6B 的信号电极 6、7 间的不同位置,或是产生在图 6C 的信号电极 9、10 间的不同位置。

[0055] 在步骤 S23b 中,利用该些信号电极中不同于前述注入或流出该电流信号的该些信号电极的至少二个进行电压量测,以获得组织结构 100 中对应于该些信号电极及该虚拟电极的电流与电压分布情形,接着进至步骤 S24b。具体来说,在图 6A 的实施例中,供信号接收器进行量测的信号电极,为信号电极 1、3、4 以外的至少二个;在图 6B 的实施例中,供信号接收器进行量测的信号电极,为信号电极 2、6、7 以外的至少二个;而在图 6C 的实施例中,供信号接收器进行量测的信号电极,为信号电极 2、9、10 以外的至少二个。

[0056] 在步骤 S24b 中,依据该电流与电压分布情形进行影像转换处理,以描绘出位于组织结构 100 中的特定区域的影像。具体来说,可借由离散系统的数学运算软件和参数模型匹配以进行影像转换处理。

[0057] 由此可知,第二实施例与第一实施例的主要差异,在于将虚拟电极形成于用以流出电流信号的至少二信号电极间,而为简化说明,其它细部的实施细节则不再予以赘述。

[0058] 请再参阅图 2C 的步骤流程图及图 7A 至图 7C 的平面配置图,以了解本发明的增进电阻断层成像影像分辨率的方法的第三实施例。

[0059] 在步骤 S21c 中,通过该些信号电极的至少二个注入电流信号于组织结构 100,并通过该些信号电极的另外至少二个流出该电流信号,接着进至步骤 S22c。

[0060] 在步骤 S22c 中,依据电流控制技术调整所注入的电流信号及所流出的电流信号的分配比率,进而在注入该电流信号的该些信号电极的至少二个间及流出该电流信号的该些信号电极的至少二个间皆产生虚拟电极,接着进至步骤 S23c。

[0061] 具体来说,步骤 S21c、S22c 的实施同样可符合邻接式、跨接式及对接式技术。如图 7A 所示,电流信号可自信号电极 1、16 注入,并自信号电极 3、4 流出,而信号电极 1、16 所注入的电流信号的分配可为  $\alpha I:(1-\alpha)I$ ,且信号电极 3、4 所流出的电流信号的分配可为  $\beta I:(1-\beta)I$ ,此时,虚拟电极会产生依据分配比率产生在信号电极 1、16 间及信号电极 3、4 间。于图 7B 的实施例中,电流信号自信号电极 2、3 注入,并自信号电极 6、7 流出,而信号电极 2、3 所注入的电流信号的分配也可可为  $\alpha I:(1-\alpha)I$ ,且信号电极 6、7 所流出的电流信号的分配可为  $\beta I:(1-\beta)I$ 。而于图 7C 的实施例中,电流信号自信号电极 2、3 注入,并自相对的信号电极 9、10 流出,而信号电极 2、3 所注入的电流信号的分配也可可为  $\alpha I:(1-\alpha)I$ ,且信号电极 9、10 所流出的电流信号的分配可为  $\beta I:(1-\beta)I$ 。当然,此处所述的  $\alpha I:(1-\alpha)I$  也可类推为  $(1-\alpha)I:\alpha I$ ,且  $\beta I:(1-\beta)I$  也可类推为  $(1-\beta)I:\beta I$ 。当然,  $\beta$  的数值可等同于  $\alpha$  的数值,也可不同于  $\alpha$  的数值。而随着  $\alpha$ 、 $\beta$  的数值调变,虚拟电极可产生在图 7A 的信号电极 1、16 间及信号电极 3、4 间的不同位置,或是产生在图 7B 的信号电极 2、3 间及信号电极 6、7 的不同位置,或是产生在图 7C 的信号电极 2、3 间及信号电极 9、10 间的不同位置。

[0062] 在步骤 S23c 中,利用该些信号电极中不同于前述注入或流出该电流信号的该些信号电极的至少二个进行电压量测,以获得组织结构 100 中对应于该些信号电极及该虚拟电极的电流与电压分布情形,接着进至步骤 S24c。具体来说,在图 7A 的实施例中,用以供信号接收器进行量测的信号电极,为信号电极 1、3、4、16 以外的至少二个;在图 7B 的实施例中,供信号接收器进行量测的信号电极,为信号电极 2、3、6、7 以外的至少二个;而在图 7C 的实施例中,供信号接收器进行量测的信号电极,为信号电极 2、3、9、10 以外的至少二个。

[0063] 而在步骤 S24c 中,依据该电流与电压分布情形进行影像转换处理,以描绘出位于该组织结构中的特定区域的影像。具体来说,可借由离散系统的数学运算软件和参数模型匹配以进行影像转换处理。

[0064] 另外,第三实施例中,依据电流控制技术同时调整用以注入电流信号及用以流出电流信号的信号电极的技术,也可应用于如图 7D 所示的实施例中。如图 7D 所示,信号电极 16、3 用以流出电流信号,且分配为  $(1-\beta)I:\beta I$  的流出量,信号电极 1、2 用以注入电流信号,且分配为  $(1-\alpha)I:\alpha I$  的注入量,而借由电流控制技术的实施调整  $\alpha$ 、 $\beta$  的数值,虚拟

电极能出现在信号电极 1、2 间的任一位置,更进一步提升了控制精准度与实施弹性。

[0065] 由此可知,第三实施例与前述第一、第二实施例的主要差异,是在于将虚拟电极同时形成于用以注入电流信号的至少二信号电极及用以流出电流信号的至少二信号电极间。

[0066] 为了更清楚地了解本发明更为详细的具体实施细节,请再参阅下列说明及图式。

[0067] 首先说明的是,图 3 描绘本发明以多个信号电极 301 设置于组织结构 305 的外围的剖面示意图,而图 4 描绘本发明以具有形成微电极数组的多个信号电极 303 的复合式探针植入于组织结构 305 内的剖面示意图。

[0068] 如图 3 所示,多个信号电极 301 分别设置于组织结构 305 的外围,其中,特定区域 307 位于该组织结构 305 内,多个信号电极 301 经由整合式导线 309 连接至信号产生器 311(作为电流源)、电流控制器 313(作为控制注入的电流信号或流出的电流信号的分配比率)和信号接收器 315(用以量测电压)。而多个信号电极 301 中的至少二个可依据前述第一、第二、第三实施例的原理视为用以注入或流出电流信号的信号电极。当然,用以注入电流信号的信号电极、用以流出电流信号的信号电极和用以量测的信号电极的分布位置并不会永远固定,而是依据促不同的量测循环而有所变动。

[0069] 此外,如图 4 所示,于本发明的一实施例中,具有形成为微电极数组的多个信号电极 303 的复合式探针植入于组织结构 305 内,其中,特定区域 307 位于该组织结构 305 内,而复合式探针经由整合式导线 309 连接至信号产生器 311(作为电流源)、电流控制器 313(作为控制注入或流出电流信号的分配比率)和信号接收器 315(用以量测电压),其中,依据前述第一、第二、第三实施例的原理,复合式探针上的多个信号电极 303 的至少二个,可视为用以注入或流出电流信号的信号电极,同样的,用以注入电流信号的信号电极、用以流出电流信号的信号电极和用以量测的信号电极的位置,是随着不同的量测循环而有所变动。

[0070] 实际进行影像转换处理时,任一实际的影像重建方法皆可适用于本案的影像转换处理,而于边界上测量的数据将可包括一向量的离散值。例如对于 N 个信号电极而言,需要  $N(N-1)/2$  次的独立边界测量(如果不使用信号电极,会小于此测量次数),而重建后的影像将包括一组离散像素,且两组测量将可容易地通过矩阵变换来表示为转移阻抗  $z$  的向量和导电率值  $c$  的影像向量之间的关系如下列的公式(1): $z=T(c)c \cdots (1)$ 。此外,转移阻抗介于一对信号电极之间(或信号电极和一般参考点之间)是为信号电极之间的测量电压除以施加电流。一般而言,矩阵 T 将取决于导电率的分布情形和该组的外加电流或电压模式。而利用改进的牛顿-拉夫森方法(Newton-Raphson method)可计算导电率的分布情形。在第 k 个阶段,也即在叠代的过程中的导电率是有关于边界电压值且对应于下列公式(2): $v=F(c) \cdots (2)$ ,

[0071] 而计算第(k+1)个导电率的估计值可借由下列公式(3): $c^{k+1}=c^k+\Delta c \cdots (3)$ ,于公式(3)中, $\Delta c=\{[F'(c^k)]^{-1}[F'(c^k)]^{-1}[F(c^k)-v_0]\}$ , $v_0$ 为测量电压值, $F'(C^k)$ 可为雅可比矩阵(Jacobian matrix): $[F']_{ij}=df_i/d_j$ ,而算法能提供良好的导电率的起始估计值,以保证其具有足够收敛,而利用高效的有限元素用以计算正向变换和对雅可比矩阵直接微分,其中涉及的主要问题为  $\{[F'(c^k)]^{-1}[F'(c^k)]\}$  的逆矩阵和必要的正规化技术,再此不再予以赘述。

[0072] 值得一提的是,本发明的增进电阻抗断层成像影像分辨率方法还可应用在深层脑部电刺激、脊髓电刺激术(spinal cord stimulation)、迷走神经刺激术(vagus nerve

stimulation)、人工电子耳 (cochlear implant)、人工视网膜 (retinal prosthesis)、乳房癌检测 (breast cancer detection)、以及肺换气监测 (lung ventilation monitor) 等等相关领域, 换言之, 所述的组织结构可例示为脑部、背部脊髓、颈部、或胸腔部等部位。

[0073] 另外, 实际执行时, 在执行前述步骤 S21a、S21b、S21C 之前, 还可搭配执行现行的电阻抗断层成像技术。具体言的, 于执行前述步骤 S21a、S21b、S21C 之前, 可先依据图 1A、图 1B、或图 1C 及其所对应的技术原理进行量测, 从而再借由本发明所述的技术原理产生虚拟电极并完成后续的量测作业, 借此大幅增进电阻抗断层成像的分辨率与精确性。

[0074] 再者, 本发明进一步揭露一种三维电阻抗断层摄影系统, 请参阅第 8A 图, 其为本发明的三维电阻抗断层摄影系统的侧面示意图。

[0075] 于第 8A 图所示的实施例中, 三维电阻抗断层摄影系统 400 包括多组 (在此举例两组) 信号电极装置 41 和 42, 且各组信号电极结构 41 和 42 具有多个 (在此侧面示意图只举例可以看到的六个电极) 信号电极 1~6, 信号电极装置 41 和 42 以垂直堆叠方式配置于组织结构上, 如第 8A 图所示, 信号电极装置 41 和 42 垂直堆叠以将一组织结构 101 配置于多组信号电极装置 41 和 42 之间。具体而言, 该些信号电极装置为如第 5A 至 7D 图所示的环形链状。

[0076] 参阅第 8B 图, 概略绘示将组织结构 101 夹于信号电极装置 41 和 42 之间, 并分别使信号电极装置 41 通有电流信号  $(1-\gamma)I$  以及使信号电极装置 42 通有电流信号  $\gamma I$ 。

[0077] 详言之, 当对该组织结构 101 执行电阻抗断层扫描时, 将一预定分配比率的电流信号通过信号电极装置 41 和 42, 其中, 通过信号电极装置 41 和 42 的电流信号有分配比率  $\gamma$ , 例如通过信号电极装置 42 的电流信号为  $\gamma I$ , 则通过信号电极装置 41 的电流信号为  $(1-\gamma)I$ 。此外, 根据该分配比率  $\gamma$  可于信号电极装置 41 和 42 之间产生虚拟电极装置, 例如, 如第 8A 图所示, 当设定分配比率  $\gamma$  为 0.5 时在信号电极装置 41 和 42 之间一半的位置产生虚拟电极装置 v2、当设定分配比率  $\gamma$  为 0.25 时在信号电极装置 41 和 42 之间距离信号电极装置 41 四分之一的位位置产生虚拟电极装置 v1、当设定分配比率  $\gamma$  为 0.75 时在信号电极装置 41 和 42 之间距离信号电极装置 42 四分之一的位位置产生虚拟电极装置 v3。再者, 可量测该组织结构 101 中对应于该信号电极装置 41 和 42 及该些虚拟电极装置 v1、v2、v3 的电流与电压分布情形, 以依据该电流与电压分布情形取得该组织结构的三维影像。

[0078] 由上述第 2A 至 7D 图所示的实施例得以了解, 每一信号电极装置能描绘出该组织结构 101 被该信号电极装置围绕的区域的平面影像, 因而通过第 8A 图所示的三维电阻抗断层摄影系统, 在给予三种电流信号的分配比率  $\gamma$  的预定值的情况下, 共可取得五张该组织结构 101 的平面影像, 其分别为该组织结构 101 的被信号电极装置 41 和 42 以及虚拟电极装置 v1、v2 和 v3 所围绕的区域。

[0079] 接着参阅第 8C 图, 于本实施例中, 揭露一种包括四组信号电极装置 41、42、43 及 44 的三维电阻抗断层摄影系统, 而由第 8A 图可知, 除了信号电极装置 41、42、43 及 44 可取得四张影像之外, 当设定分配比率  $\gamma$  为 0.25、0.5、0.75 时, 另于信号电极装置 41、42、43 及 44 任两者之间具有三个虚拟电极装置, 又可取得九张影像, 故取得该组织结构 101 在垂直方向上的十三张影像, 因而取得该组织结构 101 的三维影像。

[0080] 另外, 当分别设定分配比率  $\gamma$  为 0、0.1、0.2、0.3、0.4、0.5、0.6、0.7、0.8、0.9、1 时, 通过信号电极装置 41、42、43 及 44 可取得三十一张该组织结构 101 在垂直方向上的二

维影像,因而取得该组织结构 101 的三维影像。

[0081] 因此,由第 8A 至 8C 图可知,通过本发明的三维电阻抗断层摄影系统,将多个呈环形链状的信号电极装置以堆叠方式(信号电极装置彼此可有间隔),包覆在欲摄影的组织结构的外围,通过调整供应予信号电极装置的电流信号的分配比率,可取得多张该组织结构在垂直方向上的多张二维影像,进而组成该组织结构的三维影像。

[0082] 此外,电阻率断层摄影(Electrical Resistivity Tomography ;ERT)与电阻率影像摄影(Electrical Resistivity Image ;ERI)是电阻抗断层摄影(EIT)的子方法。电阻率影像摄影除了测量电阻值以外,相当类似于电阻抗断层摄影。再者,电容值断层摄影(ECT)亦为电阻抗断层摄影(EIT)的子方法。电容值断层摄影(Electrical Capacitance Tomography ;ECT)除了测量介电常数值以外,相当类似于电阻抗断层摄影。

[0083] 电流调变方法可结合 ERT 与 ECT 方法,用以改善 ERT 与 ECT 方法的分辨率。ERT 与 ECT 方法可用于输送管线流体监测(pipe fluid flow monitoring)、地下道管路监测(imaging/monitoring underground)或者输送管线中流体流动情形的监测(imaging/monitoring fluid flow inside pipes)。根据本发明的实施例,能够在地下道管路外部或内部以及流体输送管线的内部或外部装设少量电极,利用该等电极结合电流控制技术与虚拟电极技术结合,进而在不需实际增加实体电极数量的同时达到改善影像分辨率的效果。类似于先前所述实施例的方式,通过信号电极注入电流信号于欲监测物(如地下道管路或流体输送管线),通过信号电极流出电流信号。接着,依据电流控制技术调整所注入的电流信号的分配比率,进而在注入该电流信号的信号电极间产生虚拟电极。随后利用信号电极中不同于前述注入或流出该电流信号的信号电极进行电压量测,以获得该欲监测物中对应于该些信号电极及该虚拟电极的电流与电压分布情形。最终,依据该电流与电压分布情形进行影像转换处理,以描绘出位于该欲监测物中的特定区域的影像。

[0084] 另外,ERT 方法可使用于界面检测(interface detection)的应用。举例而言,可用于流体与固体间的界面检测,包含检测两者间界面的形状(shape of the interface)。

[0085] 诱导极化方法(Induced Polarization method)非常类似于 EIT 或 ERT 方法。在此方法中,将电流诱导进入地面下或地下以感测其中的材料,并且通过另外两个电极监测时域或频域的电压,以辨别该材料。此外,诱导极化方法可结合电流调变方法(将需要更多电极),用以改善分辨率。举例而言,可采用两个电极将电流诱导至地面下,且接着以另两个电极感测该区域的电压。因此,诱导极化方法可应用于地下材料识别。

[0086] 综上所述,本发明提出一种能增进电阻抗断层成像影像分辨率的方法以及一种三维电阻抗断层摄影系统,其利用电流控制技术于有限的实体电极间产生出虚拟电极,以令后续的影像转换处理能借由虚拟电极获得更充足的数据,借此快速、精确地提高电阻抗断层成像影像的分辨率。因此,本发明不但解决了现有技术被实体电极数目所限制的问题,也解决了现有技术在发现分辨率不足时必需要多次进行量测的问题。

[0087] 上述实施例仅例示性说明本发明的原理及其功效,而非用于限制本发明。任何本领域技术人员均可在不违背本发明的精神及范畴下,对上述实施例进行修饰与改变。因此,本发明的保护范围当视权利要求书为准。

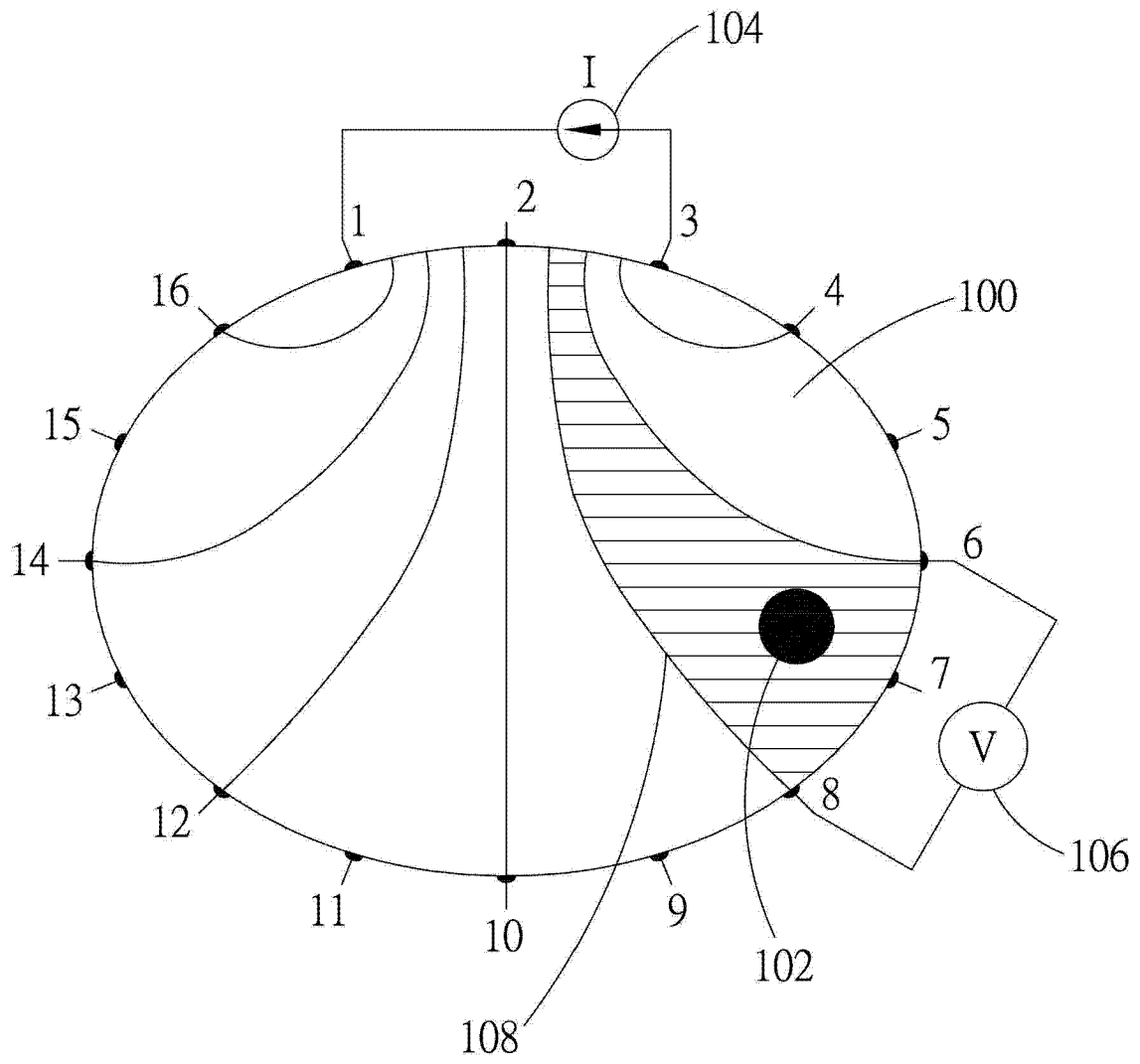


图 1A

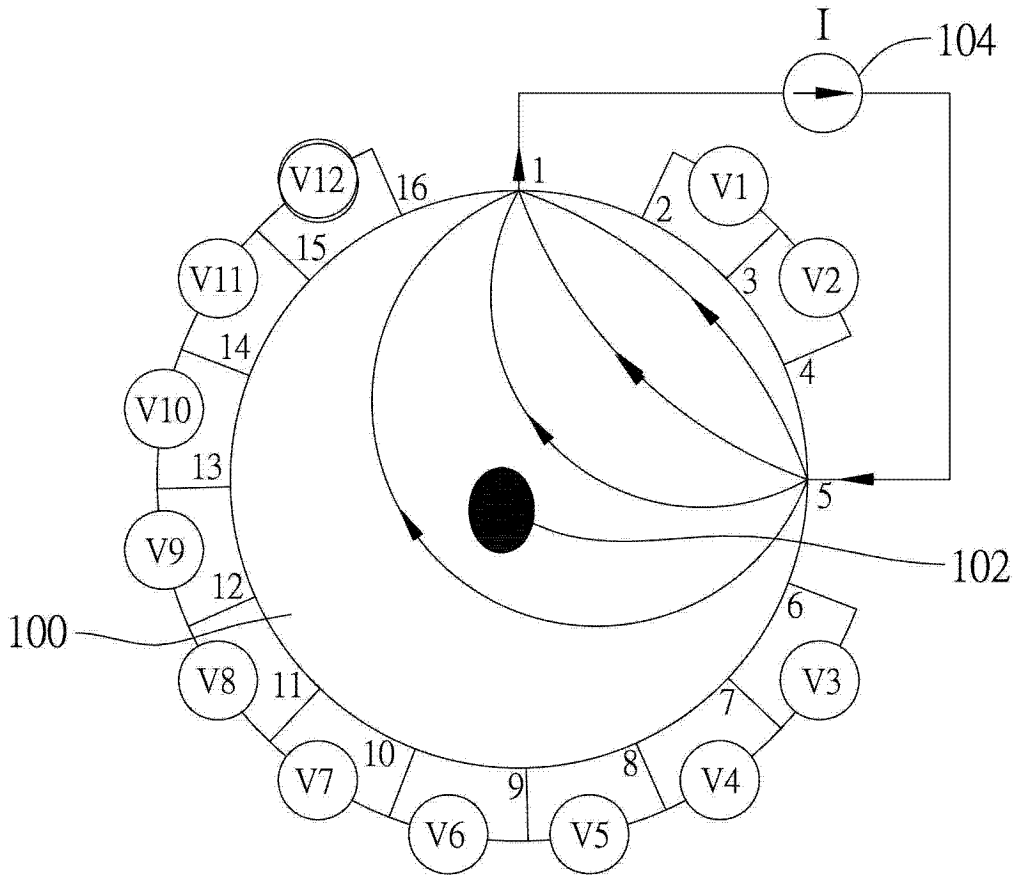


图 1B

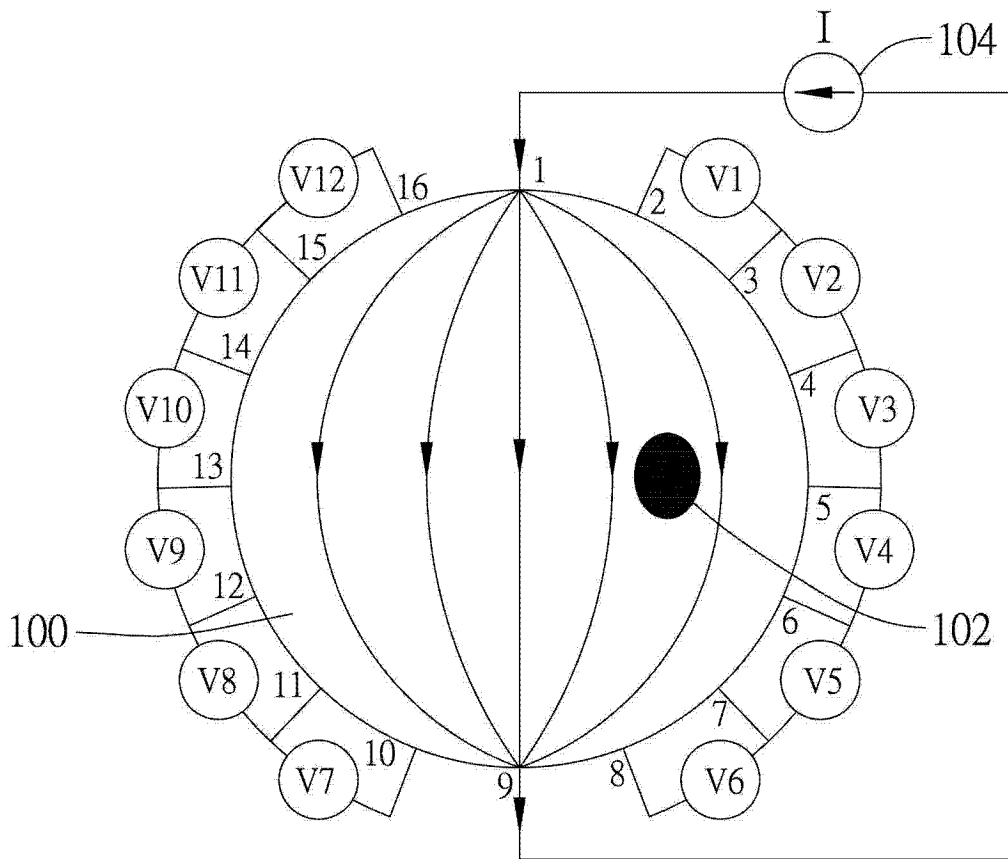


图 1C



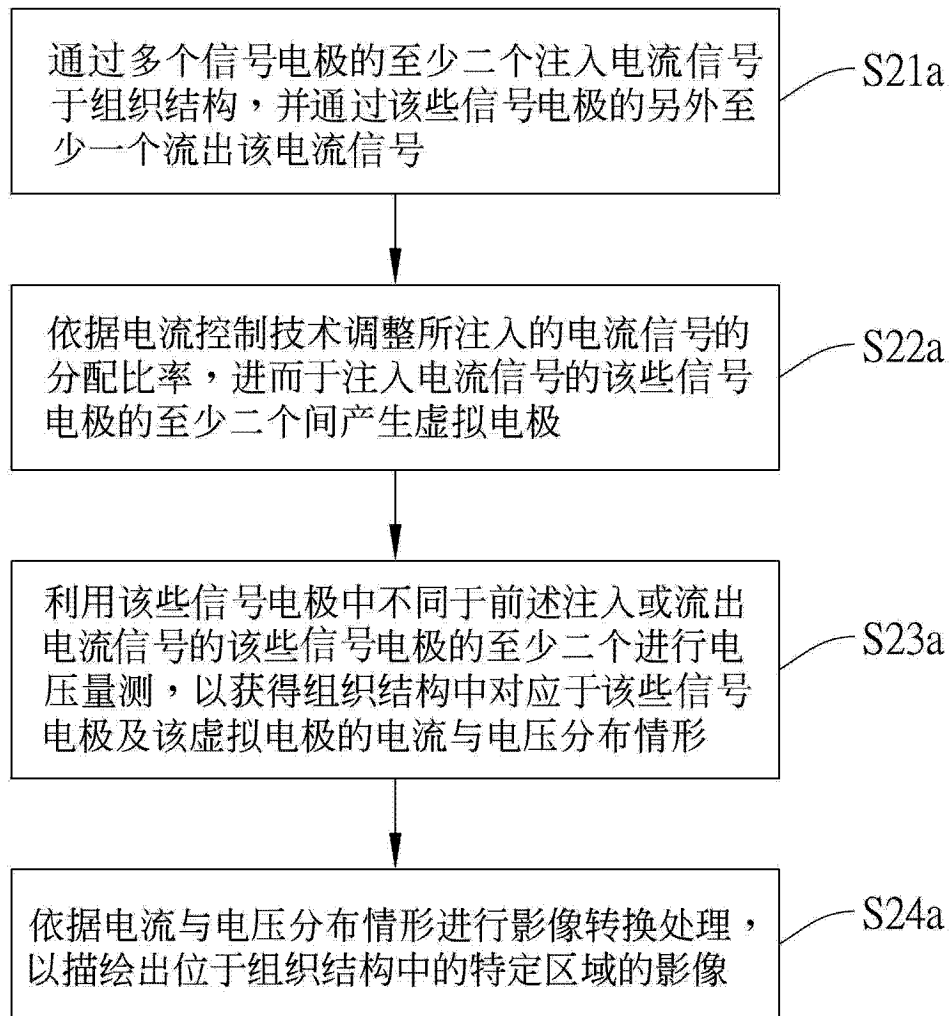


图 2A

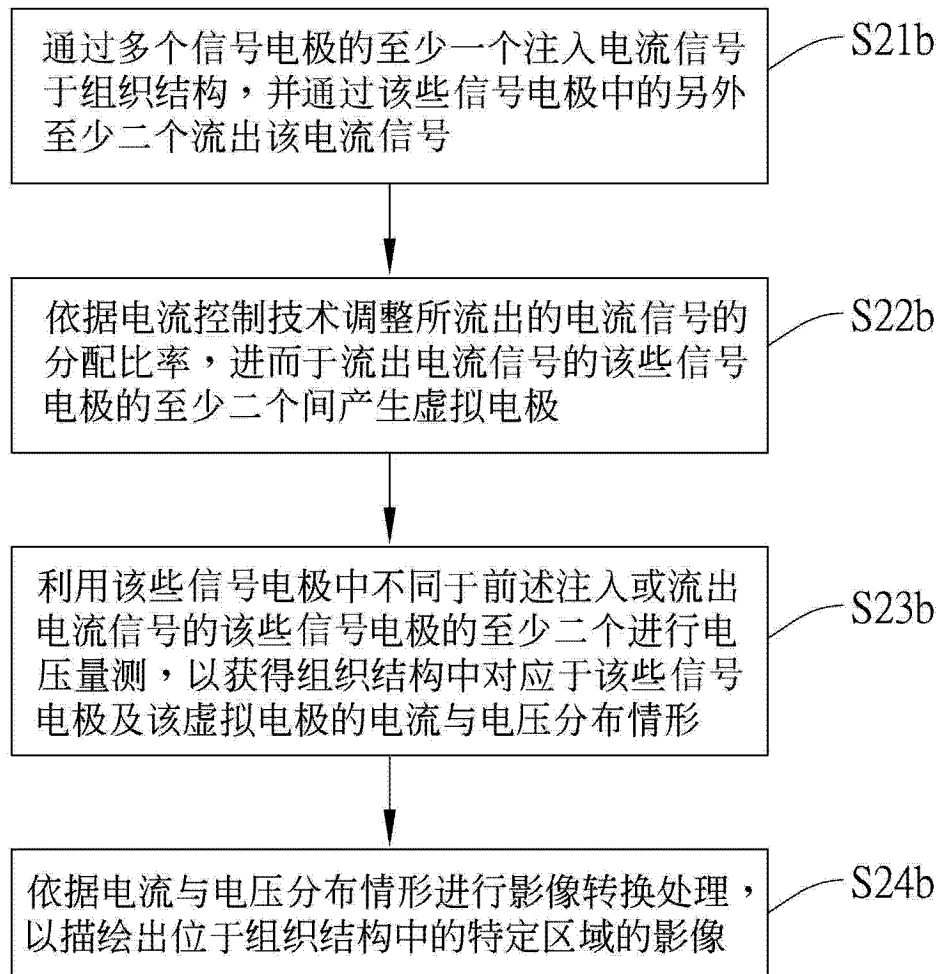


图 2B

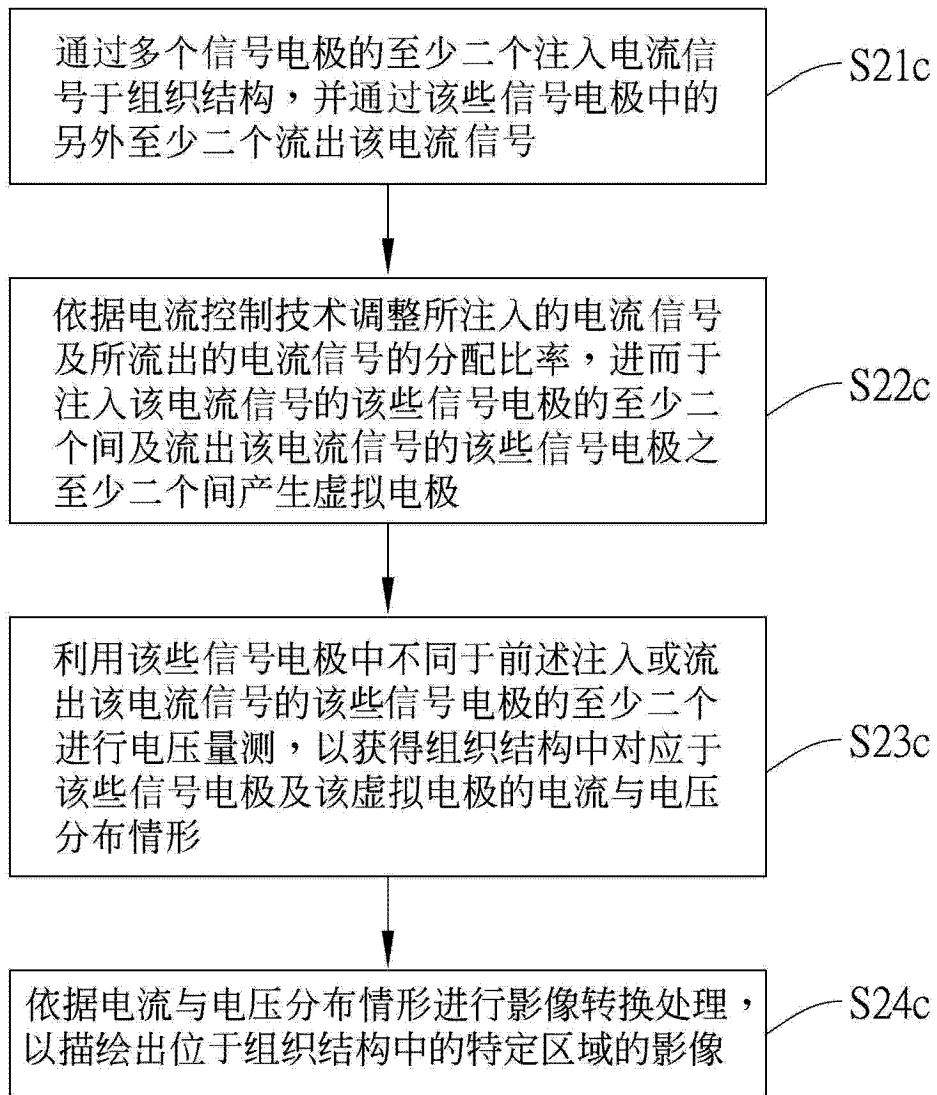


图 2C

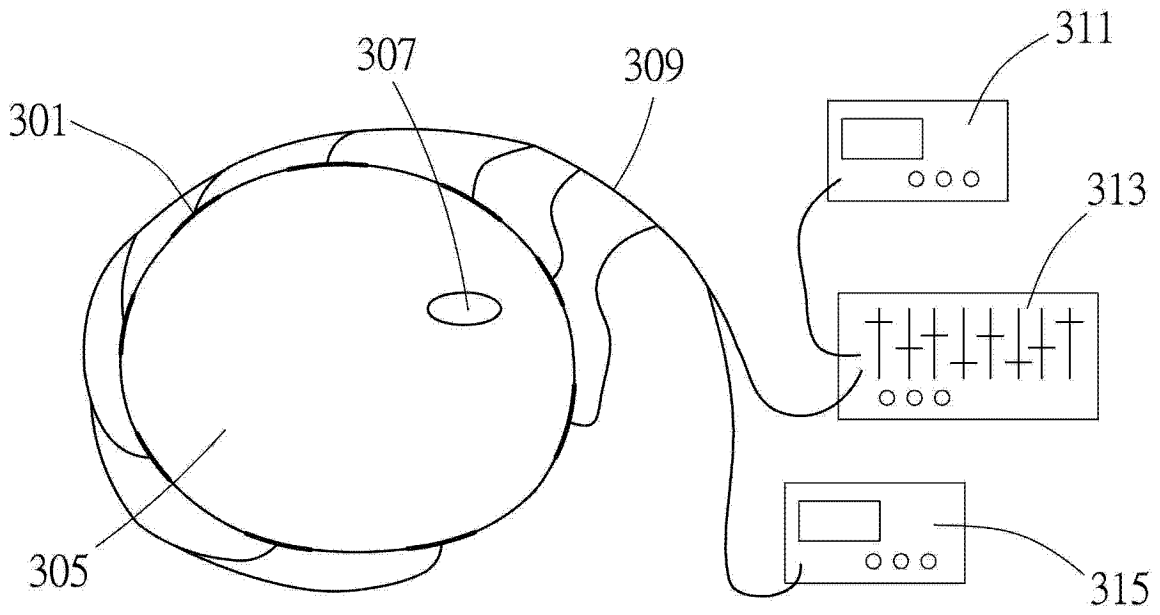


图 3

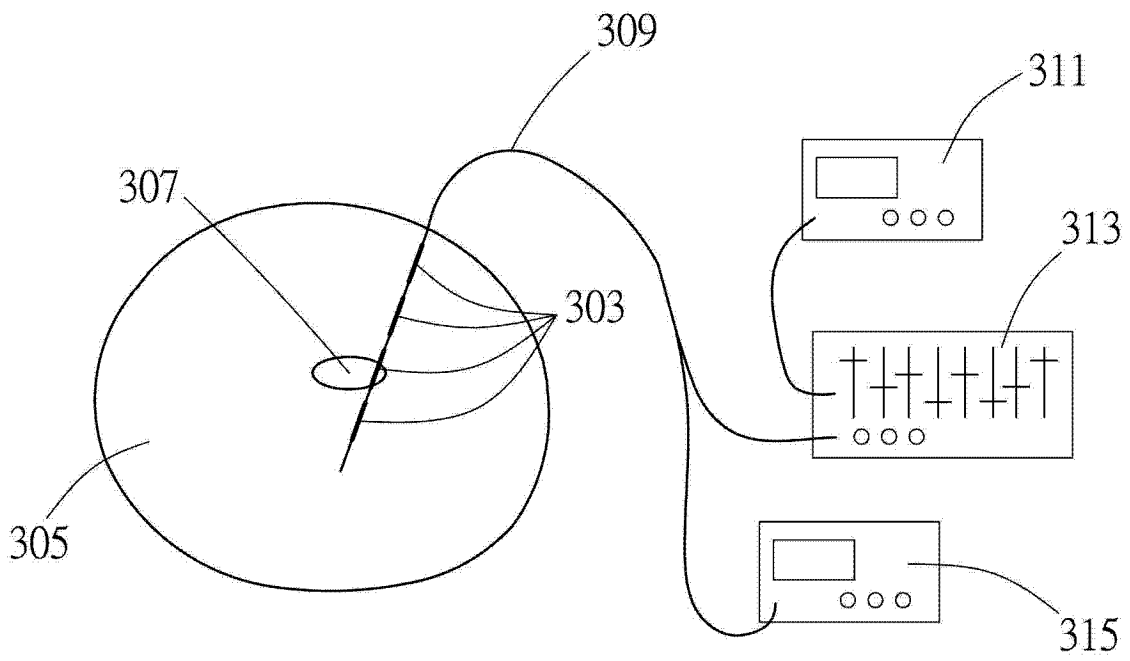


图 4

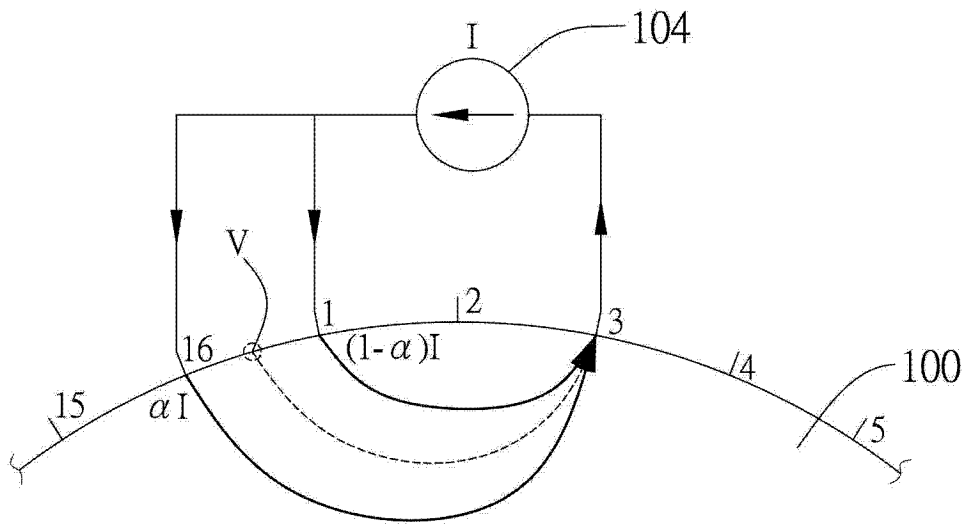


图 5A

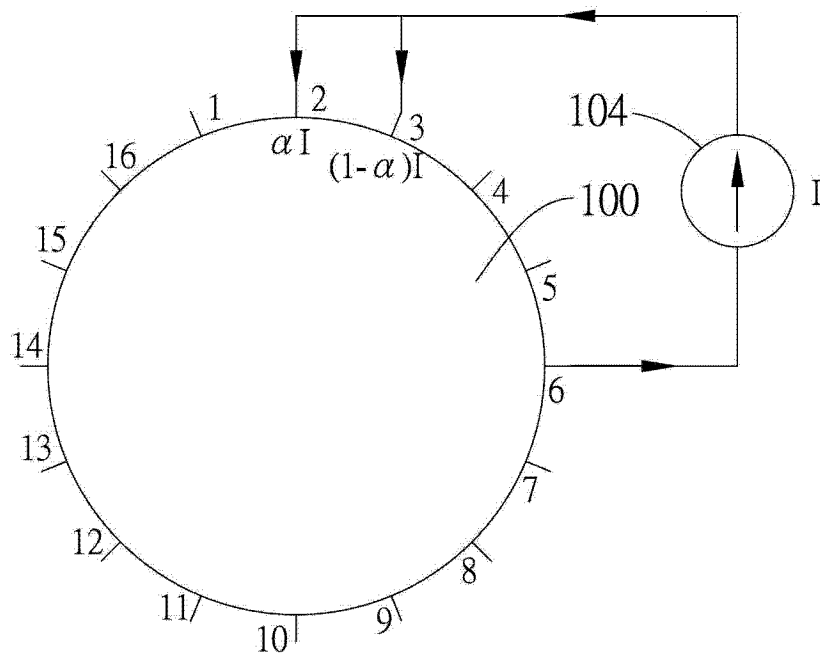


图 5B

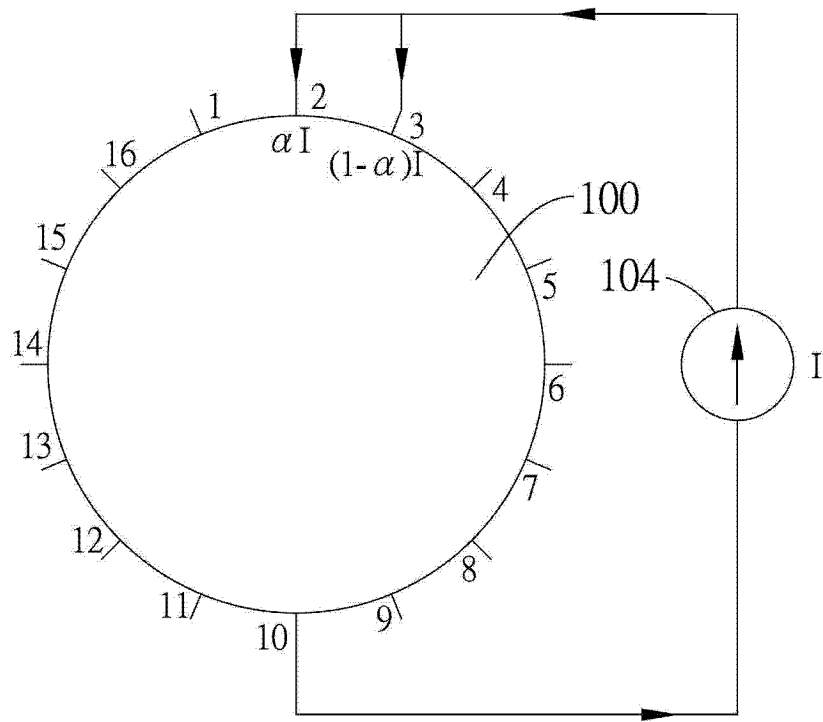


图 5C

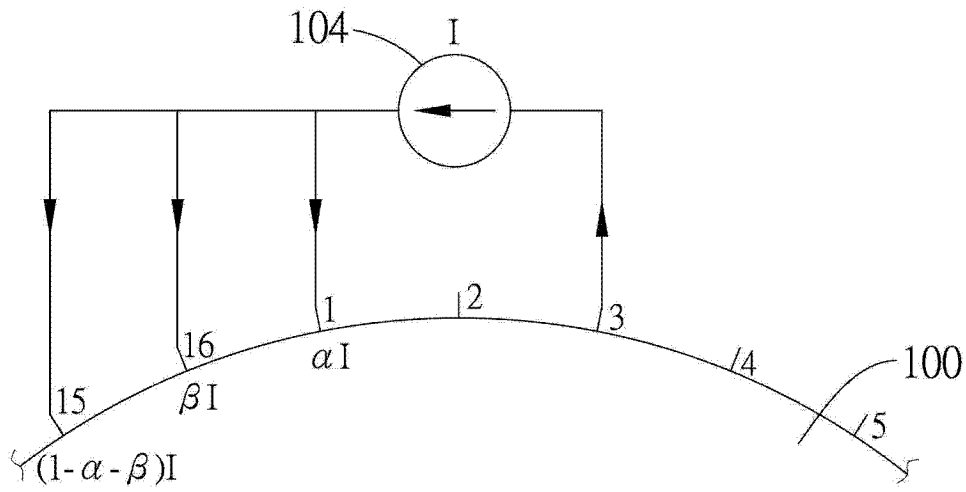


图 5D

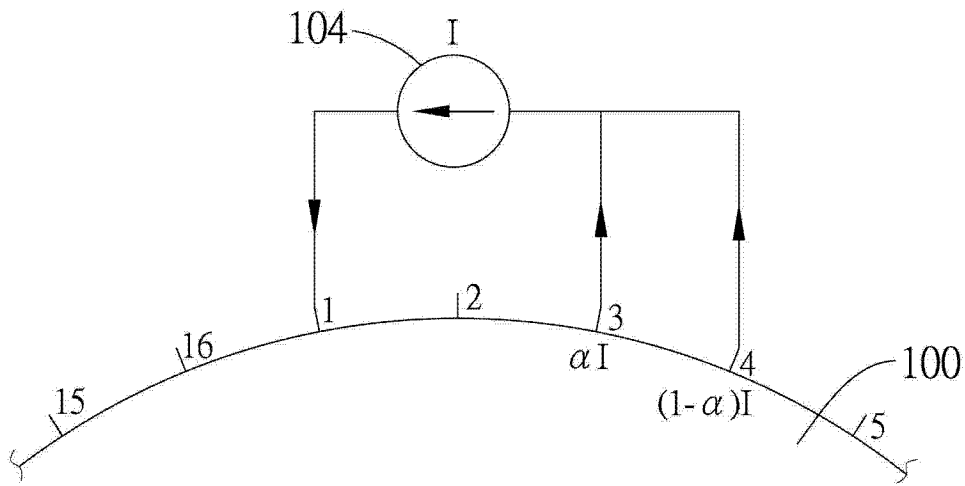


图 6A

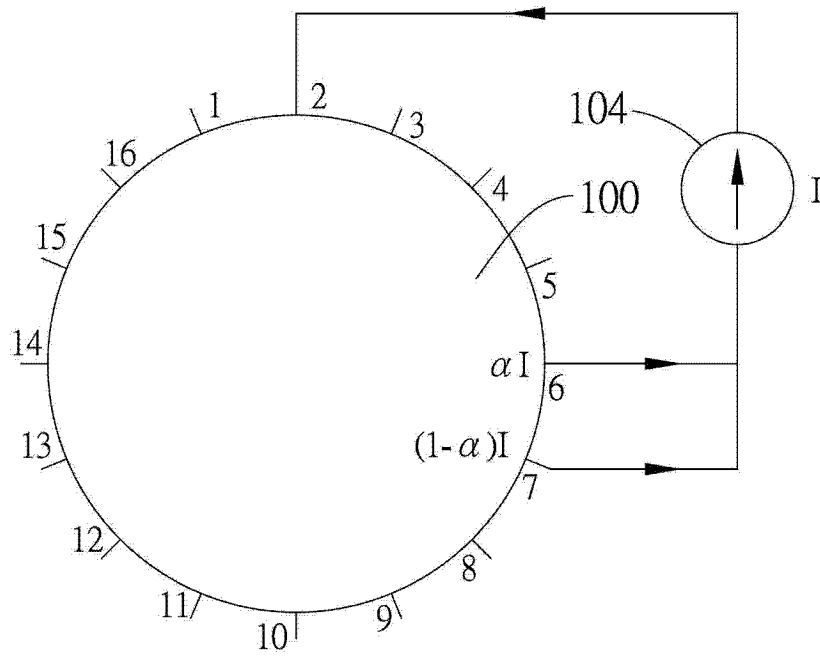


图 6B

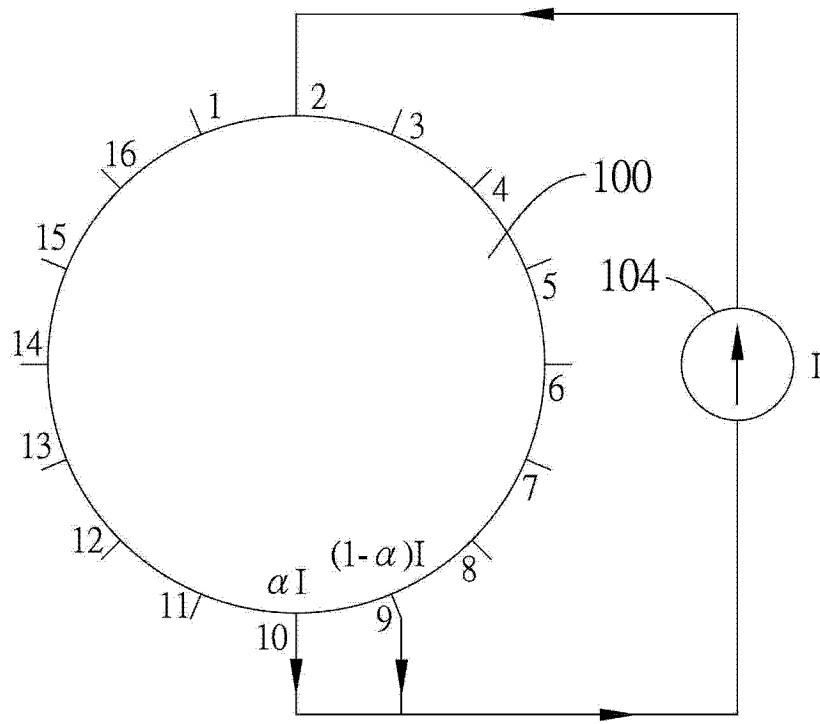


图 6C

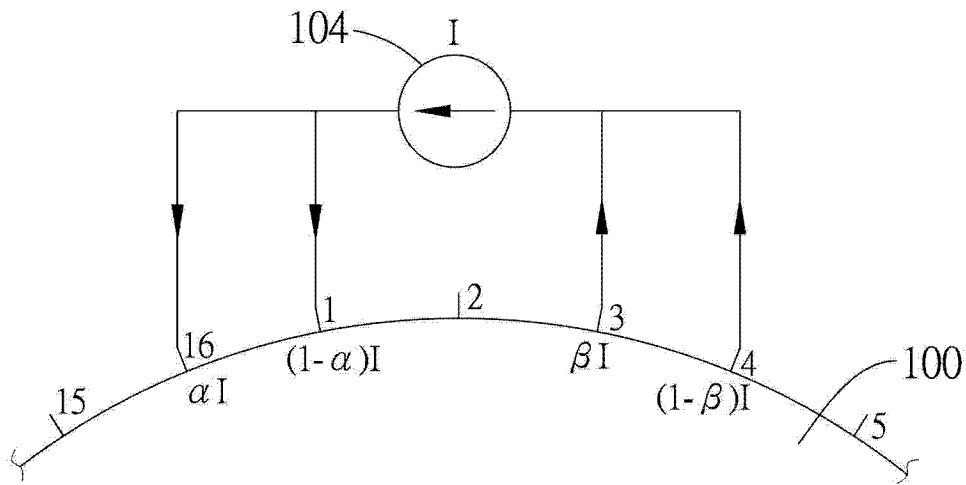


图 7A



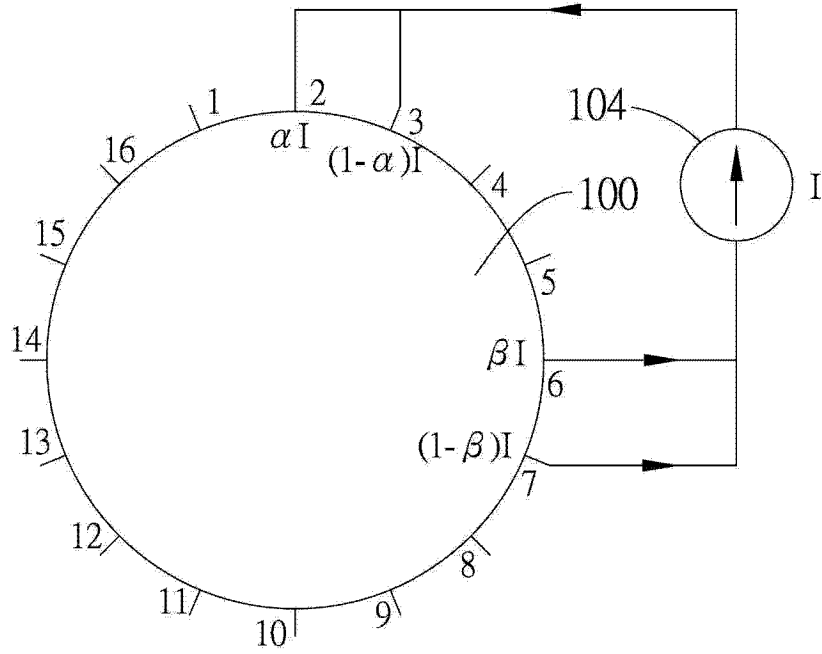


图 7B

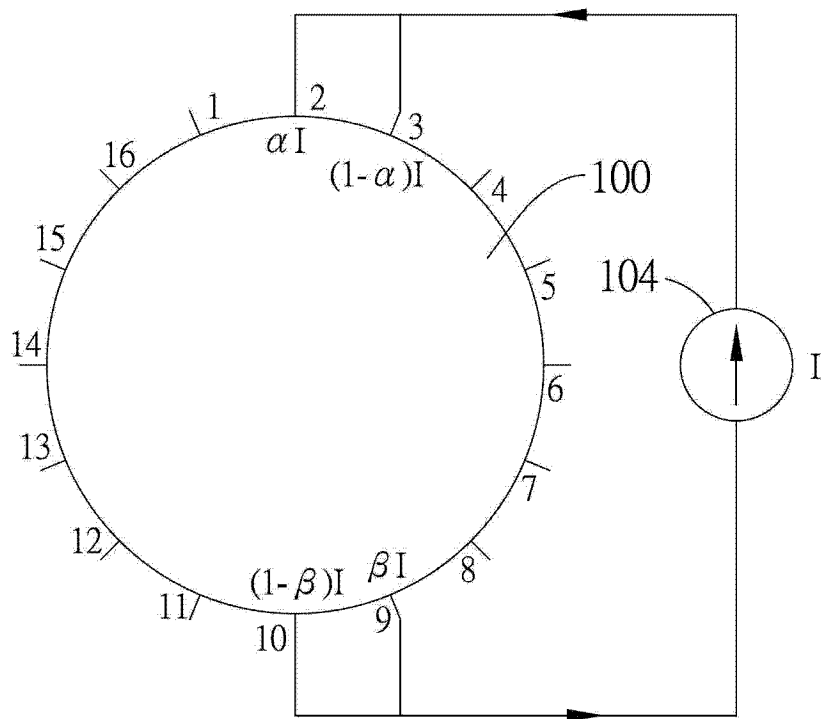


图 7C

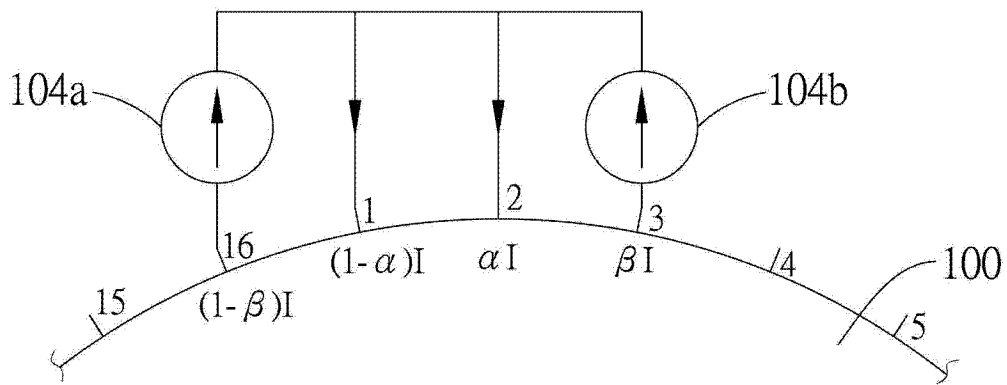


图 7D

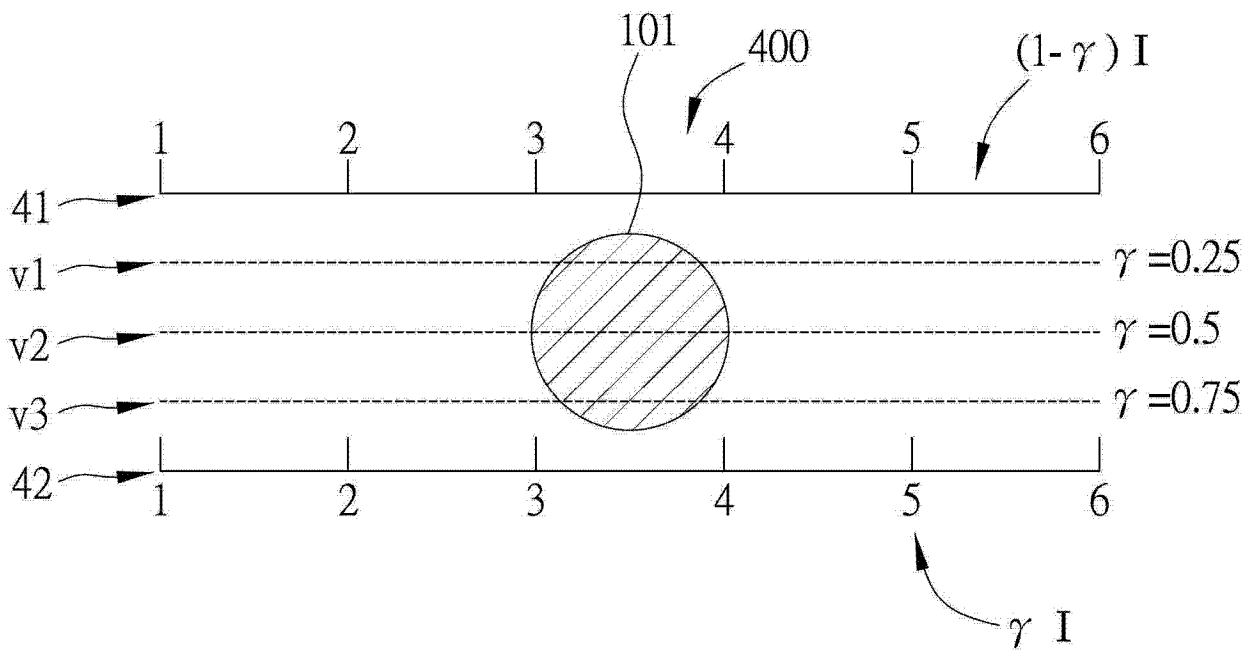


图 8A

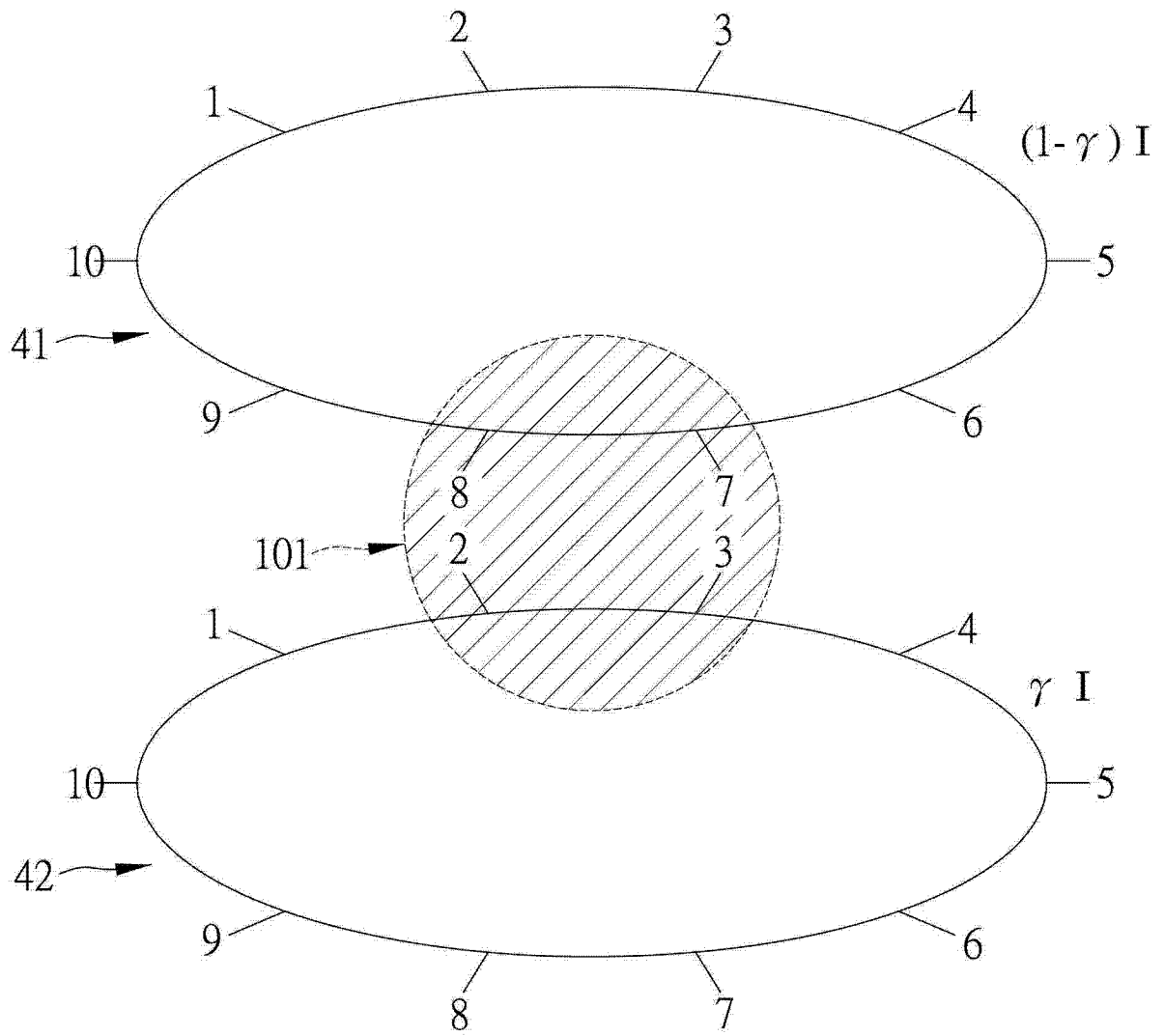


图 8B

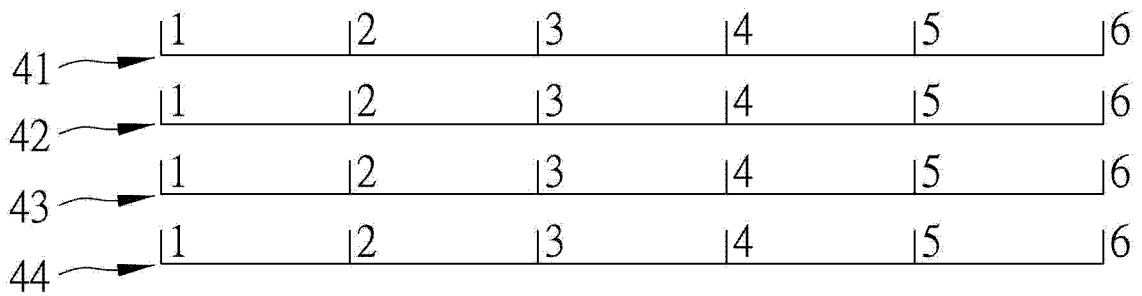


图 8C