



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 113453617 A

(43) 申请公布日 2021.09.28

(21) 申请号 201980087651.X

(22) 申请日 2019.11.03

(30) 优先权数据

62/755,429 2018.11.03 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2021.07.02

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IL2019/051199 2019.11.03

(87) PCT国际申请的公布数据

W02020/089918 EN 2020.05.07

(71) 申请人 兹布拉护理有限公司

地址 以色列特拉维夫市

(72) 发明人 利柔·伊利亚 葛瑞尔·J·爱登

尼尔·里拉奇

(74) 专利代理机构 上海翼胜专利商标事务所

(普通合伙) 31218

代理人 翟羽

(51) Int.Cl.

A61B 5/0536 (2021.01)

A61B 5/0535 (2021.01)

A61B 5/0531 (2021.01)

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

A61B 8/08 (2006.01)

A61B 6/00 (2006.01)

权利要求书4页 说明书31页 附图32页

(54) 发明名称

用于患者的身体部分的阻抗断层扫描的系统和方法

(57) 摘要

提供一种系统,用于混合成像模式,包括对患者的身体部分的基于阻抗的分析,所述系统包括:(多个)多导体总线,每一个总线连接到控制器和多个传感组件中的至少两个;控制器用于迭代执行:依序激活作为电流源的第一传感组件,其在先前的较早的迭代中未作为电流源;依序激活作为电流接收器的第二传感组件,其在先前的较早的迭代中未作为电流接收器;通过依序激活作为相应的电压传感器的其他所述传感组件的每一个,获得表面电压,并在交流电在第一传感组件和第二传感组件之间传输时获得相应的电压读数;其中每次迭代的每对第一传感组件和第二传感组件获得的电压和电流被用于计算身体部分的三维阻抗值的三维数据集。

1. 一种用于多个混合成像模式的系统,包括对一患者的一身体部分的基于阻抗的分析,其特征在于:所述系统包括:

至少一多导体总线,每一个总线连接到一控制器和多个传感组件中的至少两个;

一控制器,用于:

迭代执行:

依序激活作为一电流源的一第一传感组件,所述第一传感组件在先前的较早的迭代中未作为所述电流源;

依序激活作为一电流接收器的一第二传感组件,所述第二传感组件在先前的较早的迭代中未作为所述电流接收器;

通过依序激活作为相应的电压传感器的其他所述传感组件中的每一个,获得多个表面电压,并在交流电(AC)在所述第一传感组件和所述第二传感组件之间传输时获得一相应的电压读数;

其中每次迭代的每对所述第一传感组件和所述第二传感组件获得的多个电压和电流被提供用于计算所述身体部分的多个三维阻抗值的一三维(3D)数据集,并被提供用于其分析。

2. 如权利要求1所述的系统,其特征在于:所述控制器通过在所述至少一总线上传送与一特定传感组件相关联的一唯一地址来依次激活所述多个传感组件中的所述特定传感组件。

3. 如权利要求1所述的系统,其特征在于:每个相应的传感组件包括:

(i) 一地址解码器,所述地址解码器在所述相应的传感组件相关联的一唯一地址通过连接到所述相应的传感组件的相应的总线传输时被激活;

(ii) 至少一电极,用于接触组织;

(iii) 至少一开关,所述开关在所述地址解码器被所述唯一地址激活时,将所述至少一电极连接到相应的总线;以及

(iv) 一分配模式解码器,所述分配模式解码器在所述地址解码器被所述唯一地址激活时,接收来自相应的总线的多个指令,以选择性地操作至少一电极作为电流源、电流接收器或电压传感器。

4. 如权利要求3所述的系统,其特征在于:每个相应的传感组件还包括一放大器,用于在所述分配模式解码器操作至少一个电极作为所述电压传感器时放大由至少一个电极获得的电压读数。

5. 如权利要求3所述的系统,其特征在于:所述至少一总线包括以下多个总线组件:一传输电流组件用于传输电流,以用于操作相应的指定的传感组件作为电流源;一接收电流组件,以电流模式运行;一接地组件用于接地;至少一电压组件,用于传输来自至少一相应的电压传感器的感测电压;以及一地址组件,用于传输所述唯一地址;和一时计组件。

6. 如权利要求1所述的系统,其特征在于:所述系统更包括一压力表面,所述压力表面耦合到所述多个传感组件,所述压力表面包括一推动组件,所述推动组件被设置为推动所述多个传感组件以在一公差范围内的均匀压力接触所述身体部分。

7. 如权利要求6所述的系统,其特征在于:所述推动表面包括用于用一流体膨胀的一内腔,其中在使用时,当所述流体插入所述内腔时,所述内腔膨胀;以及一抽吸管,用于在所述

身体部分和支撑所述多个传感组件的一配置的一内表面之间产生一真空,以改善所述多个传感组件的电极和所述身体部分之间的接触。

8.如权利要求1所述的系统,其特征在于:所述系统更包括至少一硬件处理器执行一代码用于:计算所述多个阻抗值的所述三维数据集的一计算模型;将多次迭代的每对电流源和电流接收器获得的电压和电流与所述计算模型获得的多个计算边界值进行比较,所述计算模型包括具有分布电导率的拉普拉斯方程;以及迭代调整包括分布电导率的所述计算模型,直到获得的电压和电流在一误差范围内与所述多个计算边界值匹配。

9.如权利要求1所述的系统,其特征在于:所述三维数据集的所述计算模型的多个电导率分布的一初始集合是通过所述控制器依序激活来自所述多个传感组件的相应的一对电流源和电流接收器,并当电流在相应的一对电流源和电流接收器之间流动时从相应的一对电流源和电流接收器获得多个电压读数所获得的。

10.如权利要求1所述的系统,其特征在于:通过用于组织异常观察的电导率分布图对所述身体部分进行分析,用于规划所述患者的治疗。

11.如权利要求1所述的系统,其特征在于:所述身体部分包括一个或两个乳房,所述多个传感组件被设置为一胸罩,用于将所述一个或两个乳房杯状托住。

12.如权利要求1所述的系统,其特征在于:所述身体部分包括一头部,所述多个传感组件被设置为一帽体,用以托住所述头部。

13.如权利要求1所述的系统,其特征在于:所述系统更包括多个支撑组件,所述多个支撑组件被设置为用于接触并且至少部分地杯状托住所述患者的所述身体部分,其中至少一个总线和所述多个传感组件耦合到所述多个支撑组件。

14.如权利要求13所述的系统,其特征在于:所述多个支撑组件以部分或完整的环形配置的方式排列,用于包围所述患者的所述身体部分的至少一相应区域。

15.如权利要求14所述的系统,其特征在于:所述多个支撑组件中的每个相应的支撑组件包括单个相应的总线,用于连接到耦合到相应的支撑组件的至少两个传感组件并且用于连接到接合到所述控制器的一单个主总线。

16.如权利要求13所述的系统,其特征在于:所述多个支撑组件被设置为多个平行细长条带,所述多个平行细长条带具有可变直径,所述多个平行细长条带的直径对应于当在使用时以杯状配置托住所述身体部分时接触每个相应的支撑组件的所述身体部分的一直径,其中,所述多个传感组件沿所述细长条带的一纵轴设置。

17.如权利要求13所述的系统,其特征在于:所述多个支撑组件被设置为从杯状配置的一共同区域的多个延伸部,其中每个延伸部从所述共同区域向外弯曲。

18.如权利要求1所述的系统,其特征在于:当一个电流传感组件被选择,通过自动触发激活随后连接的一个传感组件的电路,多个传感组件在一预定义级联中自动地顺序被激活,使得在连接的多个传感组件的一序列中选择的第一个传感组件自动触发所述序列中下一个传感组件的顺序独立激活。

19.如权利要求1所述的系统,其特征在于:所述系统更包括至少一硬件处理器,执行用于从所述三维数据集生成所述身体部分的一基于阻抗的体内三维电导率图像的一代码。

20.如权利要求19所述的系统,其特征在于:所述系统更包括用于对指示在所述三维图像中显示恶性肿瘤可能性的组织进行分割的代码。

21. 如权利要求20所述的系统,其特征在于:所述分割是通过在从多个样本患者获得的多个三维电导率图像的一训练数据集上训练的一机器学习模型来执行的。

22. 如权利要求19所述的系统,其特征在于:所述控制器将每一对的第一传感组件和第二传感组件以及作为相应的电压传感器的其他传感组件激活三次,以获得多组电压读数,每一组电压读数具有不同的电流频率,用于为对应于不同频率的所述多组电压读数中的每一组指定一相应的颜色通道,并且其中使用所述相应的颜色通道以生成彩色的所述三维图像。

23. 如权利要求1所述的系统,其特征在于:所述控制器还被设置为以超声模式激活所述多个传感组件中的至少一个,以用于所述身体部分的体内超声/电导多模式成像。

24. 如权利要求23所述的系统,其特征在于:所述控制器还被设置为在超声模式下依序地激活至少一些传感组件,获得相应的超声测量值,并提供多个超声测量值以生成所述身体部分的三维超声体内图像和电导率图像中的至少一个。

25. 如权利要求24所述的系统,其特征在于:所述系统更包括至少一硬件处理器,执行用于使多个阻抗值的三维数据集与多个超声测量值相关的一代码,并从多个相关电导率值和超声测量值生成所述身体部分的一相关三维图像。

26. 如权利要求23所述的系统,其特征在于:所述多个传感组件中的每一个包括用于接触所述身体部分的一组织电极、与所述组织电极平行的一第二电极以及夹在所述组织电极和所述第二电极之间的一超声组件,所述多个传感组件的至少一子集合被设置为进一步在超声模式下操作,其中,所述组织组件被选择性地激活为电流源、电流接收器或电压传感器,并且在超声模式下,所述组织电极、所述超声组件和所述第二电极被激活为一超声换能器。

27. 如权利要求1所述的系统,其特征在于:所述系统更包括设置于所述多个传感组件中的至少一传感组件附近的多个第二传感器中的相应的第二传感器,每一个总线连接到所述多个第二传感器中的至少两个,其中,所述控制器进一步被设置为顺序地独立地激活每个相应的第二传感器一次,用于收集多个第二传感器测量值,以基于所述第二传感器测量值生成所述身体部分的三维图像。

28. 如权利要求27所述的系统,其特征在于:所述第二传感器包括红外(IR)传感器。

29. 如权利要求1所述的系统,其特征在于:至少一项:

(i) 所述至少一多导体总线包括一主总线,所述主总线连接到多个分支子总线中的每一个,所述分支子总线中的每一个连接到多个传感组件的多个嵌套圆形排列的多个传感组件的一实质圆形排列;

(ii) 具有一交错配置的一单一连续总线,其中多个传感组件的多个嵌套圆形排列彼此连接,并通过包括在所述单一连续总线内的多个连接器组件连接到所述单一连续总线;以及

(iii) 一单一连续总线被设置为一螺旋状,连接一螺旋形设置的多个传感组件。

30. 如权利要求1所述的系统,其特征在于:多个电极沿多个支撑组件的每一个支撑组件的一长轴设置,所述多个电极中的每一个电极包括一相应的单独导体,所述相应的单独导体连接到被配置为用于连接到所述至少一多导体总线的一主总线连接器,其中用于依序激活多个电极的地址电路和开关电路与所述主总线连接器相关联地设置,所述多个支撑组

件被设置在一扇形配置中,所述扇形配置被设计成一杯状配置,用于杯状托住所述身体部分。

31.一种基于阻抗分析一患者的一身体部分的方法,其特征在于:所述方法包括:

提供至少一总线,每一个总线连接到一控制器和多个传感组件中的至少两个;

迭代执行:

以一次激活一对电流电极的方式依序激活多对电流电极;

其中,每次迭代的每对电流电极获得的多个电压和电流被提供用于计算所述身体部分的多个阻抗值的一三维(3D)数据集,并被提供用于其分析。

用于患者的身体部分的阻抗断层扫描的系统和方法

[0001] 相关申请

[0002] 本申请主张于2018年11月3日提交的美国专利临时申请案申请号为62/755,429的优先权,其公开内容通过引用并入本文作为参考。

[0003] 技术领域及背景技术

[0004] 在本发明的一些实施例中,本发明是有关于阻抗断层扫描,并且更具体地,但非限定地,是有关于一种用于患者身体部分的阻抗断层扫描的系统和方法。

[0005] 例如,医学成像用于筛查癌症。由于乳腺癌数量众多,建议进行筛查测试以在早期发现乳腺癌。寻求一种简单的低成本和舒适的早期检查方法作为诊断的第一步。常见的方法是X射线乳房摄影术,然后是超声波扫描,这是一种相当有效的程序,由诊所的专家医生完成。这种检查不舒服并且会使用电离辐射。X射线和/或超声程序需要患者到诊所就诊并且非常不舒服,因为它需要痛苦地挤压被检查的乳房,此外,X射线是一种电离辐射,其本身就是疑似致癌源。正在探索电阻抗断层扫描作为乳腺癌筛查的一种选择。

发明内容

[0006] 根据第一目的,本发明提供一种用于混合成像模式的系统,包括对一患者的一身体部分的基于阻抗的分析,所述系统包括:至少一多导体总线,每一个总线连接到一控制器和多个传感组件中的至少两个;一控制器,用于:迭代执行:依序激活作为一电流源的一第一传感组件,所述第一传感组件在先前的较早的迭代中未作为所述电流源;依序激活作为一电流接收器的一第二传感组件,所述第二传感组件在先前的较早的迭代中未作为所述电流接收器;通过依序激活作为相应的电压传感器的其他所述传感组件中的每一个,获得多个表面电压,并在交流电(AC)在所述第一传感组件和所述第二传感组件之间传输时获得一相应的电压读数;其中每次迭代的每对所述第一传感组件和所述第二传感组件获得的多个电压和电流被提供用于计算所述身体部分的多个三维阻抗值的一三维(3D)数据集,并被提供用于其分析。

[0007] 根据第二目的,本发明提供一种基于阻抗分析一患者的一身体部分的方法,所述方法包括:提供至少一总线,每一个总线连接到一控制器和多个传感组件中的至少两个;迭代执行:以一次激活一对电流电极的方式依序激活多对电流电极;其中,每次迭代的每对电流电极获得的多个电压和电流被提供用于计算所述身体部分的多个阻抗值的一三维(3D)数据集,并被提供用于其分析。

[0008] 在第一目的和第二目的的进一步实施形式中,所述控制器通过在所述至少一总线上传送与一特定传感组件相关联的一唯一地址来依次激活所述多个传感组件中的所述特定传感组件。

[0009] 在第一目的和第二目的的进一步实施形式中,每个相应的传感组件包括:(i)一地址解码器,所述地址解码器在所述相应的传感组件相关联的一唯一地址通过连接到所述相应的传感组件的相应的总线传输时被激活;(ii)至少一电极,用于接触组织;(iii)至少一开关,所述开关在所述地址解码器被所述唯一地址激活时,将所述至少一电极连接到相应

的总线;以及(iv)一分配模式解码器,所述分配模式解码器在所述地址解码器被所述唯一地址激活时,接收来自相应的总线的多个指令,以选择性地操作至少一电极作为电流源、电流接收器或电压传感器

[0010] 在第一目的和第二目的的进一步实施形式中,每个相应的传感组件还包括一放大器,用于在所述分配模式解码器操作至少一个电极作为所述电压传感器时放大由至少一个电极获得的电压读数。

[0011] 在第一目的和第二目的的进一步实施形式中,所述至少一总线包括以下多个总线组件:一传输电流组件用于传输电流,以用于操作相应的指定的传感组件作为电流源;一接收电流组件,以电流模式运行;一接地组件用于接地;至少一电压组件,用于传输来自至少一相应的电压传感器的感测电压;以及一地址组件,用于传输所述唯一地址;和一时计组件。

[0012] 在第一目的和第二目的的进一步实施形式中,所述系统更包括一压力表面,所述压力表面耦合到所述多个传感组件,所述压力表面包括一推动组件,所述推动组件被设置为推动所述多个传感组件以在一公差范围内的均匀压力接触所述身体部分。

[0013] 在第一目的和第二目的的进一步实施形式中,所述推动表面包括用于用一流体膨胀的一内腔,其中在使用时,当所述流体插入所述内腔时,所述内腔膨胀;以及一抽吸管,用于在所述身体部分和支撑所述多个传感组件的一配置的一内表面之间产生一真空,以改善所述多个传感组件的电极和所述身体部分之间的接触。

[0014] 在第一目的和第二目的的进一步实施形式中,所述系统更包括至少一硬件处理器执行一代码用于:计算所述多个阻抗值的所述三维数据集的一计算模型;将多次迭代的每对电流源和电流接收器获得的电压和电流与所述计算模型获得的多个计算边界值进行比较,所述计算模型包括具有分布电导率的拉普拉斯方程;以及迭代调整包括分布电导率的所述计算模型,直到获得的电压和电流在一误差范围内与所述多个计算边界值匹配。

[0015] 在第一目的和第二目的的进一步实施形式中,所述三维数据集的所述计算模型的多个电导率分布的一初始集合是通过所述控制器依序激活来自所述多个传感组件的相应的一对电流源和电流接收器,并当电流在相应的一对电流源和电流接收器之间流动时从相应的一对电流源和电流接收器获得多个电压读数所获得的。

[0016] 在第一目的和第二目的的进一步实施形式中,通过用于组织异常观察的电导率分布图对所述身体部分进行分析,用于规划所述患者的治疗。

[0017] 在第一目的和第二目的的进一步实施形式中,所述身体部分包括一个或两个乳房,所述多个传感组件被设置为一胸罩,用于将所述一个或两个乳房杯状托住。

[0018] 在第一目的和第二目的的进一步实施形式中,所述身体部分包括一头部,所述多个传感组件被设置为一帽体,用以托住所述头部。

[0019] 在第一目的和第二目的的进一步实施形式中,所述系统更包括多个支撑组件,所述多个支撑组件被设置为用于接触并且至少部分地杯状托住所述患者的所述身体部分,其中至少一个总线和所述多个传感组件耦合到所述多个支撑组件。

[0020] 在第一目的和第二目的的进一步实施形式中,所述多个支撑组件以部分或完整的环形配置的方式排列,用于包围所述患者的所述身体部分的至少一相应区域。

[0021] 在第一目的和第二目的的进一步实施形式中,所述多个支撑组件中的每个相应的

支撑组件包括单个相应的总线,用于连接到耦合到相应的支撑组件的至少两个传感组件并且用于连接到接合到所述控制器的一单个主总线。

[0022] 在第一目的和第二目的的进一步实施形式中,所述多个支撑组件被设置为多个平行细长条带,所述多个平行细长条带具有可变直径,所述多个平行细长条带的直径对应于当在使用时以杯状配置托住所述身体部分时接触每个相应的支撑组件的所述身体部分的一直径,其中,所述多个传感组件沿所述细长条带的一纵轴设置。

[0023] 在第一目的和第二目的的进一步实施形式中,所述多个支撑组件被设置为从杯状配置的一共同区域的多个延伸部,其中每个延伸部从所述共同区域向外弯曲。

[0024] 在第一目的和第二目的的进一步实施形式中,当一个电流传感组件被选择,通过自动触发激活随后连接的一个传感组件的电路,多个传感组件在一预定义级联中自动地顺序被激活,使得在连接的多个传感组件的一序列中选择的第一个传感组件自动触发所述序列中下一个传感组件的顺序独立激活。

[0025] 在第一目的和第二目的的进一步实施形式中,所述系统更包括至少一硬件处理器,执行用于从所述三维数据集生成所述身体部分的一基于阻抗的体内三维电导率图像的一代码。

[0026] 在第一目的和第二目的的进一步实施形式中,所述系统更包括用于对指示在所述三维图像中显示恶性肿瘤可能性的组织进行分割的代码。

[0027] 在第一目的和第二目的的进一步实施形式中,所述分割是通过在从多个样本患者获得的多个三维电导率图像的一训练数据集上训练的一机器学习模型来执行的。

[0028] 在第一目的和第二目的的进一步实施形式中,所述控制器将每一对的第一传感组件和第二传感组件以及作为相应的电压传感器的其他传感组件激活三次,以获得多组电压读数,每一组电压读数具有不同的电流频率,用于为对应于不同频率的所述多组电压读数中的每一组指定一相应的颜色通道,并且其中使用所述相应的颜色通道以生成彩色的所述三维图像。

[0029] 在第一目的和第二目的的进一步实施形式中,所述控制器还被设置为以超声模式激活所述多个传感组件中的至少一个,以用于所述身体部分的体内超声/电导多模式成像。

[0030] 在第一目的和第二目的的进一步实施形式中,所述控制器还被设置为在超声模式下依序地激活至少一些传感组件,获得相应的超声测量值,并提供多个超声测量值以生成所述身体部分的三维超声体内图像和电导率图像中的至少一个。

[0031] 在第一目的和第二目的的进一步实施形式中,所述系统更包括至少一硬件处理器,执行用于使多个阻抗值的三维数据集与多个超声测量值相关的一代码,并从多个相关电导率值和超声测量值生成所述身体部分的一相关三维图像。

[0032] 在第一目的和第二目的的进一步实施形式中,所述多个传感组件中的每一个包括用于接触所述身体部分的一组织电极、与所述组织电极平行的一第二电极以及夹在所述组织电极和所述第二电极之间的一超声组件,所述多个传感组件的至少一子集合被设置为进一步在超声模式下操作,其中,所述组织组件被选择性地激活为电流源、电流接收器或电压传感器,并且在超声模式下,所述组织电极、所述超声组件和所述第二电极被激活为一超声换能器。

[0033] 在第一目的和第二目的的进一步实施形式中,所述系统更包括设置于所述多个传

感组件中的至少一传感组件附近的多个第二传感器中的相应的第二传感器,每一个总线连接到所述多个第二传感器中的至少两个,其中,所述控制器进一步被设置为顺序地独立地激活每个相应的第二传感器一次,用于收集多个第二传感器测量值,以基于所述第二传感器测量值生成所述身体部分的三维图像。

[0034] 在第一目的和第二目的的进一步实施形式中,所述第二传感器包括红外(IR)传感器。

[0035] 在第一目的和第二目的的进一步实施形式中,至少一项:(i)所述至少一多导体总线包括一主总线,所述主总线连接到多个分支子总线中的每一个,所述分支子总线中的每一个连接到多个传感组件的多个嵌套圆形排列的多个传感组件的一实质圆形排列;(ii)具有一交错配置的一单一连续总线,其中多个传感组件的多个嵌套圆形排列彼此连接,并通过包括在所述单一连续总线内的多个连接器组件连接到所述单一连续总线;以及(iii)一单一连续总线被设置为一螺旋状,连接一螺旋形设置的多个传感组件。

[0036] 在第一目的和第二目的的进一步实施形式中,多个电极沿多个支撑组件的每一个支撑组件的一长轴设置,所述多个电极中的每一个电极包括一相应的单独导体,所述相应的单独导体连接到被配置为用于连接到所述至少一多导体总线的一主总线连接器,其中用于依序激活多个电极的地址电路和开关电路与所述主总线连接器相关联地设置,所述多个支撑组件被设置在一扇形配置中,所述扇形配置被设计成一杯状配置,用于杯状托住所述身体部分。

[0037] 除非另有定义,否则本文使用的所有技术及/或科学术语具有与本发明所属领域的普通技术人员通常理解的相同的含义。虽然在本发明实施例的实施或测试中可以使用与本文所述方法和材料类似或等同的方法和材料,下面描述的方法及/或材料为例示性的。如果发生矛盾,专利说明书包括其定义,将受到限制。另外,这些材料、方法和实施例仅是说明性的,并非用以限制。

附图说明

[0038] 这里仅通过举例的方式参考附加的图式来描述本发明的一些实施例。现在具体参照附图详细说明,强调的是,所示出的细节是作为例示并且出于对本发明实施例的说明性讨论的目的。就这一点而言,对于本领域技术人员而言,利用附图进行的描述对于可以如何实践本发明的实施例是显而易见的。

[0039] 在附图中:

[0040] 图1是基于现有方法通过多个电极对组织进行阻抗测量的示意图,其中每个电极独立连接到其自己的专用导体(例如一对电缆),所有导体都连接到用于分析所收集的阻抗测量值的处理器,以帮助理解由本发明的至少一些实施例所解决的技术问题;

[0041] 图2是根据本发明的一些实施例的一系统的示意图,所述系统用于通过依序独立地激活连接到与多个其他传感组件连接的一总线的多个传感组件来生成一患者的一身体部分的多个3D阻抗值的一3D数据集;

[0042] 图3A是根据本发明的一些实施例的一种计算机执行的方法的流程示意图,用于通过依序独立地激活连接到与多个其他传感组件连接的一总线的多个传感组件来生成一患者的一身体部分的多个3D阻抗值的一3D数据集;

- [0043] 图3B是基于图3A的流程图,包括根据本发明的一些实施例的附加的任选的特征;
- [0044] 图4是描绘用于乳房成像的平行板式乳房断层摄影设备的架构的示意图,以帮助理解由本发明的至少一些实施例所解决的技术问题;
- [0045] 图5是示出根据本发明的一些实施例的一架构示意图,其中每一组的多个电极连接到一共同(例如单一个,例如一对导线)多导体总线;
- [0046] 图6是描绘图5的所述架构的示意图,关于根据本发明的一些实施例的X射线乳房摄影术共享的一两板配置;
- [0047] 图7是根据本发明的一些实施例的用于收集用于生成一个或两个乳房的3D数据集的多个测量值的一系统的示例性实施方式的示意图,任选地用于检测乳腺癌的一指示;
- [0048] 图8示出根据本发明的一些实施例的用于杯状托住一身体部分的多个传感组件的一配置的示意图;
- [0049] 图9是根据本发明的一些实施例的用于获得用于计算多个阻抗值的一3D数据集的一身体部分的多个测量值的多个传感组件的一3D配置的示意图;
- [0050] 图10是根据本发明的一些实施例的耦合到多个支撑组件的多个传感组件的一配置的示意图,所述多个支撑组件用于杯状托住一身体部分;
- [0051] 图11是根据本发明的一些实施例的多个段的一配置的示意图,每个段包括一组传感组件,其中每个段具有其各自的共同总线,所述共同总线附接到与一控制器(未示出)连接的一单一共同主总线;
- [0052] 图12是根据本发明的一些实施例的具有耦合的多个传感组件和总线的一FPCB的示意图;
- [0053] 图13是根据本发明的一些实施例的示例性的一传感组件的多个子组件的示意图;
- [0054] 图14是根据本发明的一些实施例的图13的传感组件的示意图,描绘电流从组织通过电极流向总线以响应激活指令以将传感组件作为电流接收器进行操作,并由所述控制器发出的一专用地址;
- [0055] 图15是根据本发明的一些实施例的示意图,示出了位于设置为一圆形的一支撑组件上的多个电极中的一对电极,其作为一对或单独地由控制器通过一连接总线激活及/或操作;
- [0056] 图16是示出根据本发明的一些实施例的指令生成示例的示意图,用于使用共同总线生成激活和操作从底部的一组传感组件和顶部的一组传感组件中选择的一对电极的指令;
- [0057] 图17是示出根据本发明的一些实施例的多个传感组件的顺序激活,以获得用于生成一受检组织的一3D阻抗数据集的多个测量值;
- [0058] 图18包括根据本发明的一些实施例的助于理解所述3D数据集的示意图;
- [0059] 图19是描述根据本发明的一些实施例的一阻抗测量的一个示例的一测量装置示意图;
- [0060] 图20是示出根据本发明的一些实施例的用于计算3D数据集的路径电阻(及/或阻抗)的单个测量的示意图;
- [0061] 图21是示出根据本发明的一些实施例的多个阻抗值的计算的示意图,如参考图20所述,对多个电极中的每对电极依序重复;

[0062] 图22描绘了根据本发明的一些实施例,如参考图21所述获得的多个阻抗测量值的向量的一矩阵表示;

[0063] 图23是示出根据本发明的一些实施例的表示为R的解向量(例如如图22所示)重新排列为表示一3D数据集的一阻抗矩阵;

[0064] 图24是示意性地描述直接期望信号与间接非期望信号干扰的技术问题的高级示意图,以帮助理解本发明的一些实施例;

[0065] 图25是描述在为目标组织生成基于阻抗的图像的实现中直接期望信号与间接非期望信号干扰的技术问题的示意图,以帮助理解本发明的一些实施例;

[0066] 图26是根据本发明的一些实施例的有限差分数值解2D网格的示意图,用于帮助理解用于求解体内图像的感兴趣区域的有限差分方法的数学过程;

[0067] 图27是根据本发明的一些实施例的用于帮助理解用于求解体内图像的感兴趣区域的示例性数学过程的3D坐标系的示意图;

[0068] 图28是根据本发明的一些实施例的乳房的三维电阻及/或电导图示示意图,表示其中存在已识别的肿瘤;

[0069] 图29是根据本发明的一些实施例的用于计算包括表示体内图像(例如,乳房中的肿瘤)的感兴趣区域的电导及/或电阻场的示例性数学过程的流程图;

[0070] 图30是描绘根据本发明的一些实施例的使用通过位于组织边界上的多个传感组件获得的数据将一患者的多个内部组织划分为用于有限元分析的区域 of 示例的示意图;

[0071] 图31描绘了根据本发明的一些实施例中从阻抗数据集重构的示例性图像;

[0072] 图32是示出根据本发明的一些实施例的一压力组件的示意图,用于向接触一目标患者的组织的多个传感组件的一阵列施加均匀压力;

[0073] 图33是根据本发明的一些实施例,设计用于在活动终止时由当前活动的传感组件自动顺序触发后续传感组件的架构的示意图;

[0074] 图34是根据本发明的一些实施例的用于生成用于操作图33的架构的指令的时序图的示意图;

[0075] 图35A至图35B是根据本发明的一些实施例的包括传感组件的芯片的示例性电路的示意图,所述传感组件被设计用于在当前传感组件的活动终止时自动触发下一个传感组件;

[0076] 图36是根据本发明的一些实施例的示意图,示出了设计成作为电流注入器操作的多个传感组件的八个芯片的一序列和设计成作为电流收集器操作的多个传感组件的八个芯片的另一序列,用于收集一目标组织的一阻抗数据集;

[0077] 图37是根据本发明的一些实施例的一传感组件组合的设计示意图,传感组件组合可操作为用于测量阻抗(例如电流及/或电压)的电极和用于获得超声数据的超声换能器;

[0078] 图38是示出根据本发明的一些实施例的压力组件的另一实施例的示意图,所述压力组件被设计用于施加真空以向接触一目标患者的一组织的多个传感组件的一阵列施加均匀压力;

[0079] 图39是根据本发明的一些实施例的连接多个传感组件的一配置的弯曲(例如圆形)总线的示例性结构示意图;

[0080] 图40包括根据本发明的一些实施例的总线的示例性配置的示意图。

具体实施方式

[0081] 如本文所使用的术语“恶性肿瘤”，例如用于检测本文所描述的3D数据集中的恶性肿瘤指示的术语，有时可以与术语“异常”互换，例如，检测3D数据集中的异常指示。异常可能是恶性肿瘤及/或其他医疗问题(如颅内出血)的征兆。

[0082] 如本文所用术语传感组件有时可与术语电极及/或电流电极互换。有时，所用术语电极或电流电极指的是传感组件的电极组件。

[0083] 如本文所用术语阻抗值的3D数据集有时可与所用术语3D电导率图示互换。

[0084] 本发明的一些实施例的一个目的涉及用于生成一患者的一身体部分的多个阻抗值的三维(3D)数据集的系统、方法、装置及/或代码指令(例如，存储在存储器上并且可由硬件处理器执行)，对身体部分进行基于阻抗的分析，例如，用于检测身体部分组织内的恶性肿瘤迹象。提供一个或多个多导体总线(这里也称为母线)。每条总线连接到两个或多个传感组件。每个传感组件可以使用一共同总线经由各自的唯一地址来进入，可选地通过在共同总线上传输指示各自的唯一地址的信号来进入，所述信号由与每个传感组件相关联的地址解码器解码。(多个)总线与一控制器连接。控制器可选择地通过传输信号和(多个)总线上序列的每个传感组件的相关联的唯一地址，在一选定的操作模式中依次激活多个传感组件。控制器可以迭代地和顺序地将一个选定组件激活作为一电流源，然后将另一个选定组件激活作为一电流接收器。传感组件可以单独及/或成对地激活和操作。在每次迭代期间，先前未在较早迭代中用作电流源的另一传感组件被选择作为一电流源，且先前在较早迭代中未用作电流接收器的另一传感组件被选择作为一电流接收器。当电流(交流电(AC)及/或直流电(DC))在一对传感组件(即电流源和电流吸收器)之间通过时，控制器可以顺序地激活每个其他传感组件(即，当前未作为电流源和电流吸收器的)作为相应的电压传感器，并获得相应的电压读数。控制器在每次迭代时获得多个电压读数(即，来自每个传感组件)的数据集，以及获得的在为相应迭代选择的一对传感组件(即，电流源和电流吸收器)之间传递的电流。可以组合及/或计算多个数据集以获得身体部分的多个3D阻抗值的3D数据集。可以基于阻抗值的3D数据集计算和/或呈现描绘身体部分的内部组织的身体部分的一3D图像。可以分析3D图像及/或3D数据集，例如，检测及/或定位身体部分内恶性肿瘤的指示，任选地作为一筛选工具。可以根据分析来诊断患者，并且/或者可以根据分析来规划患者的治疗，例如，可以使用其他模式(例如乳腺摄影术、超声检查)来执行患者的附加成像，可以执行活检，可以执行手术，可以投与化疗，可以进行放射治疗，及/或选择观察和等待的方法(例如，在6个月内执行另一个阻抗映射(impedance mapping)程序)。

[0085] 任选地，每个相应的传感组件包括：(i)一地址解码器，所述地址解码器在与所述相应的传感组件相关联的一唯一地址通过连接到所述相应的传感组件的相应的总线传输时被激活；(ii)至少一电极，用于接触组织；(iii)至少一开关，所述开关在所述地址解码器被所述唯一地址激活时，将所述至少一电极连接到相应的总线；以及(iv)一分配模式解码器，所述分配模式解码器在所述地址解码器被所述唯一地址激活时，接收来自相应的总线的多个指令，以选择性地操作至少一电极作为电流源、电流接收器或电压传感器。

[0086] 任选地，提供多个阻抗值的3D数据集的一计算模型。在多次迭代期间为每对传感组件(即电流源和电流吸收器)获得的电压和电流与计算模型获得的计算边界值进行比较，所述计算模型包括具有分布电导率的拉普拉斯方程。以及迭代调整包括分布电导率的所述

计算模型,直到获得的电压和电流在一误差范围内与所述多个计算边界值匹配。实际测量值是在身体部分的外表面上进行的,而身体部分内部的实际值不能直接测量,而是根据表面测量值推断出来的。身体部分的外表面代表计算模型的边界值。计算模型的参数值,任选地为电导率分布,被反复调整,直到获得的电压和电流在一误差范围内与所述计算边界值匹配。所述三维数据集的所述计算模型的多个电导率分布(例如阻抗值)的一初始集合是通过所述控制器依序激活来自所述多个传感组件的相应的一对电流源和电流接收器,并当电流在相应的一对电流源和电流接收器之间流动时从相应的一对电流源和电流接收器获得多个电压读数所获得的(即,不从在相应迭代期间未通过电流的其他传感组件获取电压读数)。当所选的一对传感组件施加电流时,当基于由传感组件(例如所有传感组件)测量的表面(例如皮肤)电压值来调整计算模型时,电导率分布的初始集合(例如阻抗值)提高了计算模型的准确度。

[0087] 本文描述的系统、方法、装置及/或代码指令的至少一些实施方式涉及3D身体部分的高分辨率3D阻抗映射的技术问题,例如,生成患者的乳房及/或头部的3D阻抗映射。通过执行3D阻抗数据集(例如矩阵)的断层扫描重建,可以生成表示异常(例如病变、恶性肿瘤)的组织的3D阻抗映射。所述技术问题由控制器解决,所述控制器迭代地依序激活和操作一对在它们之间施加电流的传感组件。控制器通过在连接到多个不同传感组件的多导体总线上发送指示所选传感组件的地址和任选的操作指令来执行激活和操作。在施加电流的同时,其他传感组件(即,当前未施加电流的传感组件)被顺序激活并作为电压传感器运行以获得表面电压读数(例如,在皮肤处)。在每次迭代中,选择一对新的传感组件,其中每个选择的传感组件在过去都没有提供相同的功能(例如,电流源及/或电流接收器)。对于每一对新的传感组件,获得一组电压测量值。阻抗值的3D数据集的一计算模型是通过将迭代的每对电流源和电流接收器获得的电压和电流与计算模型获得的计算边界值相匹配来计算的,可选地主要是包含分布电导率的拉普拉斯方程,并迭代调整包括电导率分布的计算模型,直到获得的电压和电流在误差范围内与计算的边界值相匹配。所述三维数据集的所述计算模型的多个电导率分布的一初始集合是通过所述控制器依序激活来自所述多个传感组件的相应的一对电流源和电流接收器,并当电流在相应的一对电流源和电流接收器之间流动时从相应的一对电流源和电流接收器获得多个电压读数所获得的。连接到多个可寻址的传感组件的总线架构减少了用于控制器和传感组件之间通信的多个通信导体的尺寸及/或数量。当电流在一对传感组件之间流动时,通过匹配由多个其他传感组件收集的测量电压来调整电导率分布,从而提高了根据电导率分布计算的3D阻抗图的准确性。初始电导率分布及/或通过匹配测量电压调整电导率分布可提高计算效率,例如与使用随机及/或统一值的初始电导率分布及/或当不使用与测量电压匹配时(施加电流时)。

[0088] 本文描述的系统、方法、装置及/或代码指令的至少一些实施方式涉及用于对一患者的一身体部分成像的阻抗断层扫描的技术问题,例如,用于检测乳房的乳腺成像及/或用于检测脑癌的脑成像。例如,可以使用阻抗映射来区分健康组织和受肿瘤影响的组织。问题可能涉及检测组织中的小异常(例如小肿瘤),这需要大量电极(例如,在数百或数千的数量级上,例如,大约100至1000个,或大约1000至3000个或其他范围)以获得高分辨率成像,以实现高精度及/或医学有效性,例如,尺寸约为0.5厘米(cm)或0.2厘米的物体。现有的系统和方法,其中每个电极都连接到其自己的导体,需要非常大量的导体才能获得所需的高分

分辨率成像(例如,对于小肿瘤),这是不切实际的,因此实用产品从未成熟。

[0089] 本文描述的系统、方法、装置及/或代码指令的至少一些实施方式改进了用于对患者的一身体部分成像的阻抗断层扫描技术领域,例如乳房成像,例如检测乳腺癌,及/或脑成像,例如检测脑癌。通过执行阻抗测量的传感组件获得了改进,这些阻抗测量可通过相对较少的导体(例如,总线)单独串行寻址,例如少于10个导体。在一些实施方式中,一个导体连接所有传感组件。或者,一个导体连接多个导体的群组,可选地实现多个导体。少量导体的使用能够实现传感组件的紧密定位,从而提供高分辨率成像。相比之下,现有系统和方法中每个电极使用单独的导体(例如,每个电极的专用传输线对),这涉及大量电缆,这很麻烦,增加了复杂性,增加了出错的空间,及/或减少了由于导线之间的干扰而降低了精确度。每个电极单独连接到一共同处理器,这是非常不切实际的,尤其是在使用大量电极时。图像的分辨率受到为了给电线留出空间而紧密放置电极的能力的限制。通过本文描述的系统、方法、装置及/或代码指令的至少一些实施方式进一步获得阻抗值的高分辨率三维数据集,所述系统、方法、装置及/或代码指令迭代激活一对用于电流的传感组件,并且当电流在一对传感组件之间被施加时,迭代激活其他传感组件中的每一个以检测电压。获得的数据用于计算阻抗值的高精度3D数据集,其可用于重建3D图像及/或分析以检测组织内的异常。

[0090] 本文描述的系统、方法、装置及/或代码指令的至少一些实施方式涉及患者的治疗,例如,用于筛查乳腺癌及/或脑癌。本文描述的设备,包括封装在胸罩状结构及/或帽状结构中的多个阻抗电极和控制器,当电流由启动的电极对传输时,所述控制器迭代地激活针对电流的多对传感组件和针对电压的其他多对传感组件,可用于收集数据以生成(多个)乳房及/或头部的一三维阻抗数据集,所述数据集可被分析以检测恶性肿瘤及/或用于创建一三维图像。数据收集程序可由检测人员在家进行。可穿戴的胸罩状及/或帽状装置被设计为舒适的,不需要施加X射线辐射,及/或可以以相对低的成本进行。数据可被传输到远程服务器及/或云端以用于图像构建及/或分析(例如,诊断)。诊断等分析可以通过代码自动进行。结果可由专家通过网络进行审查。可以相应地指示患者进行进一步治疗,例如,现在执行另一个阻抗收集时程,将来(例如,在一年内)执行另一个时程,进行传统的乳房X光摄影及/或超声成像及/或CT及/或MRI成像、活体组织检查、手术、化疗及/或其他治疗。

[0091] 现在参考图1,其是基于现有方法通过多个电极104对组织102的阻抗测量的示意图,其中每个电极104独立地连接到其自己的专用导体(例如,一对电缆)106,其中所有导体106连接到处理器108以用于分析收集的阻抗测量值,以帮助理解由本发明的至少一些实施例所解决的技术问题。大量导体(即,每个电极至少一个)限制了可以实施的电极的数量,这降低了测量分辨率,并且具有其他缺点,如本文所述。相比之下,如本文所述,本文所述的系统、方法、装置及/或代码指令的至少一些实施方式提供了处理器和大量电极之间的相对少量的传导连接,提供了组织的高分辨率成像。本文描述的系统、方法、装置及/或代码指令的至少一些实施方式涉及提高计算图像中感兴趣区域的检测及/或定位精确度的技术问题,例如,可能描述恶性肿瘤的区域。本文描述的系统、方法、装置及/或代码指令的至少一些实施方式通过提高计算图像中感兴趣区域的检测及/或定位精确度,改进医学成像技术。技术方案及/或技术改进基于本文描述的传感器组件架构、总线连接和控制器激活。在一些实施方式中,相同的传感器组件可以在阻抗测量模式下操作以获得阻抗测量值,并且可以在超声模式下操作以获得超声测量值。可以使用相同的分配地址来寻址相同的传感器组件,可

选地使用相同的总线,所述总线还连接到多个其他传感组件,每个传感组件具有各自的唯一地址。在其它实施方式中,共同定位(例如,彼此相邻)的两个或多个传感组件被分配相同的唯一地址,但独立地操作以获得不同的成像模式,例如,阻抗测量及/或超声测量及/或红外线(IR)测量。具有相同地址的多个传感组件可以使用相同的总线来选择及/或操作,所述总线还连接到多个传感组件,每个传感组件具有各自的唯一地址。

[0092] 提供以下概率分析以帮助说明此处描述的多成像模式的准确性提高,其中每种模式的传感器共享一个共同地址(例如,阻抗测量和超声波使用具有单个共同地址的相同传感组件,及/或彼此接近且可能共享相同地址的传感组件和IR传感器)。对于同一组织的4种不同断层扫描传感器,包括:生物阻抗、X射线、超声(ULS)和红外线:

[0093] 阻抗的检测概率表示为 p_1 。阻抗的漏检概率表示为 $1-p_1$ 。X射线的检测概率表示为 p_2 。X射线的漏检概率表示为 $1-p_2$ 。超声的检测概率表示为 p_3 。超声的漏检概率表示为 $1-p_3$ 。红外线的检测概率表示为 p_4 。红外线的漏检概率表示为 $1-p_4$ 。

[0094] 组合四个融合传感系统的检测概率(假设独立)由以下数学关系给出:

[0095]
$$p_{\text{融合}} = p_1 + (1-p_1) \cdot p_2 + [1 - (1-p_1) \cdot p_2] \cdot p_3 + \{1 - [1 - (1-p_1) \cdot p_2] \cdot p_3\} \cdot p_4;$$

[0096] 或:
$$p_{\text{融合}} = \sum_1^4 p_i - \sum_1^3 p_i \cdot p_{i+1} + \sum_1^2 p_i \cdot p_{i+1} \cdot p_{i+2} - \prod_1^4 p_i。$$

[0097] 假设4个传感器的检测概率 $p_i = 0.8$,对于 $i = 1, 2, 3, 4$,2个传感器的检测概率 $p(2) = 0.8 + (1-0.8) \cdot 0.8 = 0.96 = 96\%$,3个传感器的检测概率 $p(3) = 0.96 + (1-0.96) \cdot 0.8 = 0.992 = 99.2\%$,4个传感器的检测概率 $p(4) = 0.992 + (1-0.992) \cdot 0.8 = 0.9984 = 99.84\%$ 。

[0098] 上述计算表明使用两个或三个传感器可以获得最佳精度,而组合超过3个传感器可能会产生边际优势。

[0099] 本文描述的系统、方法、装置及/或代码指令的至少一些实施方式涉及基于直接在患者的体内在电流注入电极和电流收集电极之间移动的一期望电流来创建基于3D阻抗的图像的技术问题,同时减少或消除其他可能干扰期望电流的不期望的间接运行电流的影响。在此描述技术问题的附加细节。如本文所述,通过选通及/或求解拉普拉斯方程来解决技术问题。

[0100] 本文描述的系统、方法、装置及/或代码指令的至少一些实施方式涉及提高阻抗测量值精确度的技术问题。(传感组件的)多个电极和组织之间的接触压力可能会影响阻抗测量。通常,接触压力越高,测得的阻抗越低。施加到皮肤上的电极的不均匀压力可能导致测量误差。本文所述的压力组件(也称为压力表面)向患者的组织提供传感组件的均匀接触力,可通过减少由接触压力变化导致的测量变化来提高生成的3D阻抗数据集的准确性,接触压力变化会导致阻抗映射的误差。

[0101] 本文描述的系统、方法、装置及/或代码指令的至少一些实施方式提高身体部位三维阻抗成像的深度的技术问题。例如,现有系统使用沿平面设置的电极,这将成像的深度限制为大约4厘米或更小。相比之下,本文描述的3D杯状设置可以通过将多个传感组件以一非平面设置方式定位在身体部分的体积的外表面上来改进所生成的3D阻抗图。在选定的电流接收器和电流源之间传输的电流可以在身体部分的内部穿过。得到的3D阻抗图可以描绘身体内部的更深区域,例如4厘米以上,或者能够对目标组织的整个体积进行完全成像。

[0102] 在详细解释本发明的至少一个实施例之前,应当理解的是,本发明在其应用中不

一定限于以下描述中阐述及/或在附图及/或实例中图示的组件及/或方法的构造和设置的细节。本发明能够以各种方式实施或执行其它实施例。

[0103] 本发明可以是系统、方法及/或一计算机程序产品。计算机程序产品可以包括在其上具有计算机可读程序指令的计算机可读存储介质(或多媒体),用于使处理器执行本发明的目的。

[0104] 计算机可读存储介质可以是保留和存储指令以供指令执行设备使用的有形设备。计算机可读存储介质可以是例如但不限于电子存储设备、磁存储设备、光存储设备、电磁存储设备、半导体存储设备或前述的任何合适的组合。计算机可读存储介质的更具体实例的非详尽列表包括以下:便携式计算机软盘、硬盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、可擦除可编程只读存储器(EPR0M或闪存)、静态随机存取存储器(SRAM)、便携式光盘只读存储器(CD-ROM)、数字多功能盘(DVD)、记忆棒、软盘、机械编码设备,例如打孔卡或记录有指令的凹槽中的凸起结构,以及前述的任何合适的组合。本文所使用的计算机可读存储介质不应被解释为瞬态信号本身,例如无线电波或其他自由传播的电磁波、通过波导或其他传输介质传播的电磁波(例如,通过光纤电缆的光脉冲),或通过电线传输的电信号。

[0105] 本文所述的计算机可读程序指令可以从计算机可读存储介质下载到各个计算/处理设备,或者经由网络下载到外部计算机或外部存储设备,例如因特网、区域网络、广域网络及/或无线网络。网络可包括铜传输电缆、光传输光纤、无线传输、路由器、防火墙、交换机、网关计算机和/或边缘服务器。每个计算/处理设备中的网络适配器卡或网络接口从网络接收计算机可读程序指令,并转发计算机可读程序指令以存储在各个计算/处理设备内的计算机可读存储介质中。

[0106] 用于执行本发明的操作的计算机可读程序指令可以是汇编器指令、指令集架构(ISA)指令、机器指令、机器相关指令、微代码、固件指令、状态设置数据、或源代码或以一种或多种编程语言的任意组合编写的目标代码,包括面向对象的编程语言,如Smalltalk、C++等,以及常规的程序设计语言,如“C”编程语言或类似的编程语言。计算机可读程序指令可以完全在用户计算机上、部分在用户计算机上、作为独立软件包、部分在用户计算机上部分在远程计算机上或完全在远程计算机或服务器上执行。在后一种情况下,远程计算机可以通过任何类型的网络连接到用户的计算机,包括局域网(LAN)或广域网(WAN),或者可以连接到外部计算机(例如,通过使用因特网服务提供商的因特网)。在一些实施例中,为了执行本发明的目的,包括例如可编程逻辑电路、现场可编程门阵列(FPGA)或可编程逻辑阵列(PLA)的电子电路可以通过利用计算机可读程序指令的状态信息用以个人化电子电路来执行计算机可读程序指令。

[0107] 本文参考根据本发明实施例的方法、装置(系统)和计算机程序产品的流程图图示及/或框图来描述本发明的目的。应理解的是,流程图图示及/或方框图的每个方框,以及流程图图示及/或方框图中的方框的组合,可以由计算机可读程序指令来实现。

[0108] 这些计算机可读程序指令可提供给通用计算机、专用计算机或其他可编程数据处理设备的处理器以产生机器,使得经由计算机或其他可编程数据处理设备的处理器执行的指令,创建实现流程图及/或方框图中的方框或多个方框指定的功能/动作的方法。这些计算机可读程序指令还可以存储在计算机可读存储介质中,所述计算机可读存储介质可以指示计算机、可编程数据处理设备和/或其他设备以特定方式工作,使得其中存储有指令的计

计算机可读存储介质包括制造物品,所述制造物品包括实现流程图及/或方框图中的方框或多个方框指定的功能/动作的方面的指令。

[0109] 计算机可读程序指令还可以加载到计算机、其他可编程数据处理设备或其他设备上,以在计算机、其他可编程设备或其他设备上执行一系列操作步骤,以产生计算机实现的过程,使得在计算机、其他可编程装置或其他设备上执行的指令实现流程图及/或方框图中的方框或多个方框指定的功能/动作。

[0110] 附图中的流程图和方框图说明了根据本发明的各种实施例的系统、方法和计算机程序产品的可能实现的架构、功能和操作。就此而言,流程图或方框图中的每个方框可以表示指令的模块、阶段或部分,其包括用于实现指定逻辑功能的一个或多个可执行指令。在一些替代实施方式中,方框中标注的功能可能与附图中标注的顺序不符。例如,连续示出的两个方框实际上可以基本上同时执行,或者有时可以根据所涉及的功能以相反顺序执行这些方框。还应注意的是,方框图及/或流程图说明的每个方框,以及方框图及/或流程图中说明的方框组合,可以由基于专用硬件的系统来实现,这些系统执行特定的功能或动作,或执行专用硬件和计算机指令的组合。

[0111] 现在参考图2,图2是根据本发明的一些实施例的一系统200的示意图,所述系统200用于通过依序独立地激活连接到与多个其它传感组件连接的总线的传感组件来生成一患者的一身体部分的多个3D阻抗值的一3D数据集。还参考图3A,其是根据本发明的一些实施例的一种计算机执行的方法的流程示意图,用于通过依序独立地激活连接到与多个其他传感组件连接的一总线的多个传感组件来生成一患者的一身体部分的多个3D阻抗值的一3D数据集。还参考图3B,其是基于图3A的流程图,包括根据本发明的一些实施例的附加的任选的特征。参照图3A和图3B描述的方法的一个或多个动作,可以由所述系统200的组件来实现,如本文所述,例如,由一计算设备204的一个(或多个)处理器202执行存储在一程序存储器(例如存储器)206中的代码指令206A。

[0112] 计算设备204与控制器208电通信(例如,组合的发射器和接收器组件,或单独的发射器和接收器组件208),控制器208生成用于激活及/或操作来自任选的一共同支撑组件(例如214A)的一组传感组件中的单一个及/或成对的传感组件218的指令,其中多个传感组件218连接到一多导体总线(例如212A)。每个多导体总线可与相应的支撑组件相关联。可以有一个多导体总线,或多个多导体总线。每个总线连接到至少两个传感组件(如本文所述,可在同一总线上寻址)和控制器。如本文所用术语总线和多连接器总线是可互换的。

[0113] 控制器208被设计为:迭代地执行:依序激活作为一电流源的一第一传感组件,所述第一传感组件在先前的较早的迭代中未作为所述电流源;依序激活作为一电流接收器的一第二传感组件,所述第二传感组件在先前的较早的迭代中未作为所述电流接收器;通过依序激活作为相应的电压传感器的其他所述传感组件中的每一个,获得多个表面(例如皮肤)电压,并在电流(例如交流电及/或直流电)在两个传感组件之间传输时获得各自的一电压读数。

[0114] 每个相应的传感组件包括以下子组件中的一个或多个(以例如电路的硬件及/或例如存储在由处理器执行的存储器中的代码的软件来实现):

[0115] (i) 一地址解码器218A,当通过连接到各个传感组件的各个总线发送与各个传感组件相关联的唯一地址时激活所述地址解码器218A;

[0116] (ii) 一个或多个用于接触组织的电极218B,其中所述电极被设计为施加电流、接收电流及/或执行电压测量;

[0117] (iii) 当所述地址解码器被所述唯一地址激活时,一个或多个开关218C将所述电极连接到相应的总线(例如,连接到多导体总线的相应的导线);以及

[0118] (iv) 一分配模式解码器218D,所述分配模式解码器在所述地址解码器被所述唯一地址激活时,接收来自相应的总线的多个指令,以选择性地操作至少一电极作为电流源、电流接收器或电压传感器;

[0119] (v) 放大器218E,用于在分配模式解码器操作电极作为电压传感器及/或电流电极时放大由电极获得的电压读数及/或电流读数。

[0120] 多导体总线包括以下总线组件中的一个或多个(例如,导体,例如导线或子总线):

[0121] (i) 一传输电流组件212C,用于传输电流以将相应的传感组件操作为一电流源;

[0122] (ii) 一接收电流组件212D,用于从作为一电流吸收器操作的相应的传感组件接收电流;

[0123] (iii) 一接地部件212E用于接地,至少一电压组件用于从至少一个相应的电压传感器传输一感测电压。

[0124] (iv) 一地址组件212F用于传输唯一地址。地址组件可以包括单个导线或多条导线,例如,每个地址位点一条导线,以及

[0125] (v) 一时钟组件212G,用于传输时钟信号。

[0126] 须注意的是,可以有多个支撑组件,或者单个支撑组件,或者没有支撑组件。以两个214A、214B为例。每个支撑组件可包括其上相同或不同数量的传感组件218。每个总线(例如,212A)连接到相应的支撑组件(例如,214A)的多个传感部件218。每个总线(例如,212A)可以被实现为例如一对电线,任选地为一对导线。

[0127] 控制器208可以包括一收发器,用于向所选的一对传感组件注入电信号,并接收来自所述对传感组件的一信号,例如,所述信号被注入到所选择的一对传感组件中的一个传感组件,所述传感组件作为一发射器,并且由所述对传感组件的另一个传感组件对所接收的信号进行测量。计算设备204生成用于操作控制器208的指令,及/或从控制器208接收数据,可选地通过一设备接口210。或者,计算设备204和控制器208被实现为单个设备及/或控制器208被集成在计算设备204内,例如,作为另一个硬件组件及/或作为安装在计算设备204上的代码。当计算设备204和控制器208是集成的,设备接口210可以是例如一内部软件接口。

[0128] 计算设备204包括提供与一个或多个控制器208的电通信的设备接口210。设备接口210可以被实现为例如网络接口卡、硬件接口卡、无线接口、短程无线接口(例如、蓝牙)、用于连接到电缆的物理接口、在软件中实现的虚拟接口、提供更高连接层的通信软件(例如,应用程序编程接口(API)、软件开发工具包(SDK)及/或其他实现)。

[0129] 须注意的是,对应于设备接口210的一接口可以与支撑组件及/或控制器208相关联,例如,用于在支撑组件和计算设备204之间的无线通信。例如,设备接口210可以经由多导体总线提供控制器208和传感组件218之间的通信,例如通过无线通信信道。

[0130] 任选地,计算设备204被实现为硬件,例如电路、硬件组件的组件、集成电路及/或其他架构。替代地或附加地,计算设备204可以被实现为例如独立单元、硬件组件、客户端、

服务器、计算云端、移动设备、桌上型计算机、瘦客户端、智能手机、平板电脑、笔记本电脑、可穿戴计算机、眼镜计算机、手表计算机。计算设备204可以包括执行参考图3A至图3B所描述的一个或多个动作的本地存储的软件及/或硬件。

[0131] 计算设备204的处理器202可以被实现为例如中央处理单元 (CPU)、图形处理单元 (GPU)、现场可编程门阵列 (FPGA)、数字信号处理器 (DSP) 和专用集成电路 (ASIC)。处理器202可以包括一个或多个处理器 (同质或异构), 其可以被设置为并行处理、作为集群及/或作为一个或多个多核处理单元。

[0132] 如本文所使用的术语处理器有时可以与本文所使用的术语计算设备互换。

[0133] 存储设备 (在此也称为程序存储器, 例如存储器) 206存储可由处理器202实现的代码指令, 例如, 随机存取存储器 (RAM)、只读存储器 (ROM) 及/或一存储装置, 例如, 非易失性存储器、磁介质、半导体存储器设备、硬盘驱动器、可移动存储器, 以及光学介质 (如DVD、CD-ROM)。存储设备206存储执行参照图3A至图3B所描述的方法的一个或多个动作的代码指令206A。替代地或另外地, 参考图3A至图3B描述的方法的一个或多个动作在硬件中实现。

[0134] 计算设备204可以包括用于存储数据的数据储存库216, 例如, 存储从不同传感组件获得的多个阻抗测量值的3D数据集, 用于生成患者的身体部分的图像及/或生成的图像。数据储存库216可以被实现为例如存储器、本地硬盘驱动器、可移动存储单元、光盘、存储设备及/或远程服务器及/或计算云 (例如通过一网络连接访问)。

[0135] 计算设备204包括及/或与一用户接口218通信, 用户接口218包括用于用户输入数据 (例如, 患者信息) 及/或查看呈现的数据 (例如, 生成的图像) 的机制。示例性用户接口218包括例如触摸屏、显示器、键盘、鼠标和使用扬声器和麦克风的语音激活软件中的一个或多个。与计算设备204通信的外部设备可作用户接口218, 例如, 运行应用程序的智能手机可以使用通信接口 (例如, 网络接口、行动数据接口、短程无线网络接口)。

[0136] 计算设备204可以包括用于连接到网络222的网络接口220, 例如, 网络接口卡、用于连接到无线网络的无线接口、用于连接到用于网络连接的电缆的物理接口、以软件实现的虚拟接口、提供更高层网络连接性的网络通信软件及/或其他实施方式中的一个或多个。

[0137] 计算设备204可以使用网络222 (或其他通信信道, 例如通过直接连结 (例如, 电缆、无线) 及/或间接连结 (例如, 通过诸如服务器及/或通过存储设备) 与 (多个) 客户端终端224及/或 (多个) 服务器226通信。例如, (多个) 服务器226可以接收控制器208从多个传感组件218收集的数据, 并生成患者的身体部分的3D数据集和/或 (多个) 图像。(多个) 服务器226可以向多个远程控制器208 (及/或远程计算设备204) 提供集中计算服务, 用于计算3D数据集及/或用于计算3D图像。(多个) 服务器226可以分析3D数据集及/或生成的图像, 例如通过使用从多个样本患者获得的数据 (例如, 经由各自的远程计算设备204及/或控制器208) 训练的机器学习模型来检测恶性肿瘤的指示。(多个) 客户端终端224可以通过网络222连接到服务器226及/或计算设备204。例如, 服务器226使用计算设备204收集的数据而计算的图像被提供用于在客户端终端224的显示器上呈现。在另一实施例中, 计算设备204及/或服务器226可以获得患者的附加数据, 例如, 从其他成像模式获得的成像结果, 及/或从患者的电子病历获得的病史数据。附加数据可用于分析患者的身体部分的计算图像, 例如, 以提高检测恶性肿瘤的准确性。

[0138] 现在回到图3A, 在步骤310处, 例如根据待分析的目标身体部分来选择多个传感组

件的一设置,例如,一个或两个乳房,用于检测恶性肿瘤的指示,及/或头部,用于检测临床异常的指示,例如恶性肿瘤及/或出血的指示。

[0139] 例如,可提供不同尺寸的设置以适合不同尺寸的乳房及/或不同尺寸的头部。

[0140] 如本文所述,多个传感组件及/或(多个)总线可耦合到一个或多个支撑组件。多个传感组件及/或(多个)支撑组件的配置可以用于接触及/或至少部分地托住患者的身体部分。杯状配置可以通过将多个传感组件以非平面设置定位在身体部分的体积的外表面上来改进生成的3D阻抗图。在选定的电流接收器和电流源之间传输的电流可以在身体部分的内部穿过。得到的3D阻抗图可以描绘身体内部的更深区域。例如,与现有的平面排列的电极相比,现有的平面排列的电极在组织更深处成像的能力受到限制。

[0141] 例如,当身体部分为目标个体的一侧或两侧乳房时,可以将多个传感组件设置为胸罩,用于杯状托住一侧或两侧乳房。在另一实施例中,当身体部分包括头部时,多个传感组件可以被设置为用于罩住头部的帽子。

[0142] 任选地,每个各自的支撑组件可以包括单一个各自的总线,用于连接到耦合到各自的支撑组件的多个传感组件,并且用于连接到与所述控制器连接的单一个主总线。

[0143] 多个支撑组件可以被制造成独立的条带,这些条带被连接成不同的结构,例如,形成不同尺寸的胸罩。每个条带的总线可连接到主总线,从而实现根据患者的配置的模块化及/或客制化。

[0144] 传感组件及/或(多个)支撑组件可以部分或全部环形配置,以至少包围患者的身体部分的相应区域。替代地或附加地,当使用时,当杯状配置以杯状托住所述身体部位,传感组件及/或支撑组件被设置为具有一可变直径的基本上平行的细长条带,所述直径对应于当在使用时以杯状配置托住所述身体部分时接触每个相应的支撑组件的所述身体部分的一直径。所述多个传感组件沿所述细长条带的一纵轴设置。替代地或附加地,所述传感组件及/或支撑组件被设置为从杯状配置的一共同区域的多个延伸部(例如,披萨片形、矩形),其中每个延伸部从所述共同区域向外弯曲。

[0145] 支撑组件可以由例如柔性印刷电路板(FPCB)例如Kepton制成。支撑组件及/或电极可以使用例如印刷、溅射及/或掩蔽来沉积在FPCB(及/或支撑组件的其他实施方式)上。如本文所述,每个总线的组件(例如,导线)的数量任选地为10个或更少,或7个,或其他数量。

[0146] 每个支撑组件可以包括多个传感组件,例如,根据目标成像分辨率间隔和/或选择的数量。例如,400个传感组件在10×10厘米成像组织体积上产生约5毫米(mm)的分辨率。

[0147] 每个传感组件可以实现为应用特定芯片。应用特定芯片可以连续地、顺序地、间隔地安装在支撑组件上,例如,使用用于制造的SMT方法,例如通过拾取和放置机器人臂自动地通过回流完成焊接。

[0148] 现在参照图4,是描绘用于乳房成像的平行板式乳房断层摄影设备402的架构的示意图,以帮助理解由本发明的至少一些实施例所解决的技术问题。电极404中的每一个通过专用电缆连接到复用器406,复用器406馈入处理器408以处理用于生成图像的信号。如本文所述,电极404的数量和产生的图像的分辨率受到使用其本体的电缆连接器连接每个电极的物理要求的限制。例如,为了获得1毫米的成像分辨率,使用尺寸为150毫米×150毫米的阵列,总共需要22500根导线连接到阵列的22500个电极中的每一个。

[0149] 现在参照图5,是示出根据本发明的一些实施例的一架构502示意图,其中每一组的多个电极(例如,上部阵列504A和下部阵列504B)连接到一共同(例如单一个,例如一对导线)多导体总线(分别为506A和506B)。架构502可与图4的设备402相比较。每个连接器506A-506B可连接到一序列器508(其可执行电极的串行寻址),其可进一步连接到处理器510以处理用于生成图像的信号。总线的数量可以与电极的数量无关,从而能够实现高分辨率成像,例如大约0.5毫米、或大约1毫米、或大约2毫米、或大约5毫米的量级、或其他更小值、中间值或较大的值。每个总线的导体总数及/或多导体总线的数量可以是例如约2、4、6、8、10、12或更少或更多,这明显小于当每个电极连接到其自己的专用导体时所需的导体数目(例如,如图4所示)。

[0150] 现在参照图6,是描绘图5的所述架构502的示意图,关于根据本发明的一些实施例的X射线乳房摄影术共享的一两板配置602。

[0151] 现在参照图7,是根据本发明的一些实施例的用于收集用于生成一个或两个乳房的3D数据集的多个测量值的一系统的示例性实施方式的示意图,任选地用于检测乳腺癌的一指示。多个传感组件708(包括电极)被容纳在一胸罩形状的结构704中,所述胸罩形状的结构被设计成罩住一个或两个乳房。在使用中,多个传感组件708被定位在乳房的皮肤上以从乳房的非平面表面获得测量值,用于生成3D数据集及和/或3D图像,如本文所述。多个传感组件708可通过如本文所述共同总线单独寻址,经由少量总线706连接到控制器710(例如,处理器),例如两个主总线(其可包括如本文所述的专用功能组件线)。用于呈现生成的3D图像及/或分析结果的一显示器714可以连接到控制器710,例如通过一USB端口712。

[0152] 现在参照图8,示出根据本发明的一些实施例的用于杯状托住一身体部分的多个传感组件的一设置的示意图。示意图802描绘了支撑组件804,其上具有通过具有一终端连接器808的一共同总线连接的多个传感组件806。示意图810描绘了支撑组件804,其上具有以圆形及/或椭圆形配置的多个传感组件806,例如,其大小适合患者的乳房及/或头部。示意图812描绘了如810中所示的多个配置,每个配置具有不同的半径,配置成用于罩住身体部分,例如胸部及/或头部。示意图814描绘了连接到812的多种配置的终端连接器808的共同主总线816。

[0153] 现在参照图9,示出根据本发明的一些实施例的用于获得用于计算多个阻抗值的一3D数据集的一身体部分的多个测量值的多个传感组件904的一3D配置902的示意图。为清楚起见,在没有支撑组件的情况下描绘了3D配置902。

[0154] 现在参照图10,示出根据本发明的一些实施例的耦合到多个支撑组件的多个传感组件的一配置1002的示意图,所述多个支撑组件用于杯状托住一身体部分。例如,用于罩住患者的乳房或头部。

[0155] 现在参照图11,是根据本发明的一些实施例的多个段1104的一配置1102的示意图,每个段1104包括一组传感组件,其中每个段具有其各自的共同总线1106,所述共同总线附接到与一控制器(未示出)连接的一单一共同主总线1108。每个段1104可包括各自的支撑组件。多个段1104例如通过相应的连接器1110连接到主总线1108。多个指令(例如,唯一地址、操作模式)从控制器沿着主总线1108流到总线1106中的每一个。测量数据从某个段1104的某个激活的传感组件沿着所述段的总线1106流到主总线1108和控制器。

[0156] 现在参照图12,是根据本发明的一些实施例的具有耦合的多个传感组件和总线的

一FPCB 1202的示意图。每个传感组件可以包括以下组件中的一个或多个:电极1204、两个开关1206和地址编码器1208。每个总线可以包括以下组件(例如线路)中的一个或多个:+5V DC 1210、串行地址线路1212、电流线路1214、V1线路1216、V2线路1218和接地(GND)线1220。

[0157] 现在参照图39,是根据本发明的一些实施例的连接多个传感组件的一配置3092A-3092C的多个弯曲(例如圆形)总线的示例性结构示意图。多个传感组件3950(也称为电极)可被配置(例如,经由支撑组件)用于如本文所描述的将身体的基本圆形部分(例如,头部及/或乳房)杯状托住。总线连接到控制器,如本文所述。

[0158] 架构3902A包括连接到多个分支子总线3906中的每一个的主总线3904。每个子总线3906连接到多个传感组件的一圆形(或弧形,可能大部分是圆形的)配置,多个传感组件可以相互嵌套(例如,洋葱状)。

[0159] 架构3902B包括具有交错设计的单一连续总线3908,其中传感组件3910多个层(例如,设置在支撑组件上的圆中)彼此嵌套(例如,洋葱状),并且通过作为连续总线3908的一部分的连接器组件3912彼此连接并且连接到单一连续总线3908。

[0160] 架构3902C包括配置为一螺旋总线3914的单一连续总线。传感组件(例如,配置在支撑组件上的圆形)设置在与螺旋总线3914相连的螺旋中。

[0161] 现在参照图40,示出包括根据本发明的一些实施例的总线的示例性扇形配置的示意图。一支撑组件(示出了一个支撑组件4008),例如,由柔性PCB制成,其上连接有相应的多个传感部件的多个电极(为了清楚起见,标记了一个电极4004,其中电极的数量显示为16,但不限于此,并且可以包括更少或更多数量的电极),其中,每个电极分别通过其自身的导体(所有16个电极的一组导体4010被标记)连接到与一共同主总线连接的公共总线连接器4006。多个电极4004被隔开并且沿着支撑组件的一长轴设置。

[0162] 为了清楚起见,示出了支撑组件4008的扇形配置的一部分,其中应当理解的是,可以提供完整扇形配置,或者可以提供部分扇形配置。扇形配置中的每个支撑组件的公共连接器可以朝向扇形配置的中心定位,或朝向扇形配置的外部定位。如本文所述,扇形配置可以形成杯形配置,用于装配到一身体部分,例如头部及/或胸部。

[0163] 电极可以束在子总线上。每个电极4004可通过其自身的单独导体连接到主(例如主要)总线。寻址电路及/或开关电路可以设置在总线连接器4006处,根据控制器发出的地址和指令(如本文所述)激活及/或操作每个电极。在这样的配置中,本文所述的传感组件分布在传感组件的电极组件之间和总线连接器处,总线连接器包括如本文所述的寻址电路、开关及/或其他子组件。或者,如本文所述,寻址电路及/或开关电路设置于每个电极处。

[0164] 主总线(可选地为单一主总线)连接到每个总线连接器。可以基于控制器在主总线上提供的地址和指令来激活及/或操作各个电极,如本文所述。

[0165] 现在回到图3A,在步骤320处,多个传感组件被放置在患者身上,例如,胸罩装置被放置在乳房上,及/或帽子装置被放置在头部上。

[0166] 任选地,多个传感组件的配置包括一总线连接器。总线连接器可以插入作为控制器的计算设备,例如,插入移动设备的端口(例如USB)。替代地或附加地,总线连接器连接到一通信接口(例如,移动设备、智能手机、路由器、无线路由器),被设计用于与控制器的网络及/或无线网络连接。例如,控制器可以位于计算云端及/或远程服务器内。替代地或附加地,控制器连接到通信接口(或包括通信接口)用于与计算云端及/或远程服务器通信,其

中,例如,使用经过训练的机器学习模型(例如,神经网络)发送数据以用于三维数据集的远程计算及/或三维数据的远程分析。

[0167] 在步骤330,控制器生成并发送用于依序激活特定传感组件以在所选择的操作模式下操作的指令。操作模式可能包括:电流源、电流接收器和电压传感器。额外的操作模式可以包括作为用于超声成像的超声收发器操作,及/或作为电极(即,电流源、电流接收器及/或电压传感器)操作,如本文中另外详细描述。

[0168] 每个测量可包括至少两个传感组件,用作电流传输电极以在其间传输电流。

[0169] 控制器通过传输与总线上的特定传感组件相关联的唯一地址来选择及/或激活所选择的传感组件。指令包括当前所选择的传感组件的唯一地址。唯一地址可以通过连接多个传感组件的共同总线来传输。分配了唯一地址的传感组件执行指令。其他传感组件可能会监测总线以获取其地址,并且在地址未分配给它们时忽略指令。例如,可以通过在总线上传输的一组顺序及/或并行信号位(例如,在总线的专用线路组件上)来定义寻址。

[0170] 任选地,首先从一特定传感组件选择并激活电流源。所选的传感组件可能在先前的迭代中未被用作电流源。然后,从先前在早期迭代中未用作电流接收器的另一个传感组件中选择并激活电流接收器。任选地,多个传感组件中的每个传感组件被操作一次作为电流接收器,及/或被操作一次作为电流源。须注意的是,可以在电流源之前选择电流接收器。

[0171] 或者,在一对电流源和电流接收器已被激活并且正在传输电流之后,其他传感组件中的一个被选择并操作为相应的电压传感器。任选地,其他传感组件中的每一个依序被操作和激活作为电流电压传感器。

[0172] 现在参照图13,是根据本发明的一些实施例的示例性的一传感组件1302的多个子组件的示意图。如本文所述,传感组件1302包括地址解码器1304、用于接触组织的电极1306和一个或多个开关1308。传感组件1302连接到总线1310,总线1310包括以下示例性组件,例如专用传输线:DC、接地线、电流、地址线、V1线路和V2线路,如本文所述。组件1304和组件1308可经由一电极接口芯片(EIC)1312连接到电极1306。电流1314响应于将传感组件作为电流源操作的激活指令和由控制器发出的专用地址,从总线1310流向组织并经由开关1308和电极1306返回,如本文所述。

[0173] 现在参照图14,是根据本发明的一些实施例的图13的传感组件的示意图,描绘电流1316从组织通过电极流向总线以响应激活指令以将传感组件作为电流接收器进行操作,并由所述控制器发出的一专用地址。

[0174] 参考图13和图14,在传感组件的开关内描绘的组件“x”1318表示用于区分作为一电流注入器操作的一传感组件和作为一电流接收器操作的另一传感组件的非活动信道。

[0175] 现在回到图3A的特征330,任选地,每个传感组件是由控制器生成和发送的指令单独选择和激活及/或操作。单独控制可以随机选择多对传感组件来传输电流。替代地或附加地,传感组件是预先配对的。通过控制器生成和传输的指令来选择和激活及/或操作多对传感组件。单一个地址和操作模式可以代表一对传感组件。成对的对传感组件允许使用一个地址和一组操作说明来激活和操作这对传感组件。为所述对的一个传感组件生成指令以连接到一电流注入线,并且为所述对的另一个传感组件生成指令以连接到一接地线及/或一公共线。可选地,每个传感组件激活两个开关,可选地一次激活一组四个开关(即,对于包括电流注入电极和电流收集电极的一对传感组件)。

[0176] 现在参照图15,是根据本发明的一些实施例的示意图,示出了位于设置为一圆形的一支撑组件1506上的多个电极中的一对电极1502和1504,其作为一对或单独地由控制器通过一连接总线1508激活及/或操作。

[0177] 现在参照图16,示出根据本发明的一些实施例的指令生成示例的示意图,用于使用共同总线1608生成激活和操作从底部的一组传感组件1604和顶部的一组传感组件1606中选择的一对电极的指令1602。指令1602可以是表示所选择的电极的地址1610的位点及/或并行位点序列(对于多线地址总线组件)及/或表示操作模式(例如,激活开关连接到总线的电流线)的位点及/或并行位点序列。如本文所述,电极1604和1606可沿支撑组件布置成圆形。可以为一个传感组件生成连接到总线1608的电流注入线1612的指令,并且为另一个传感组件生成连接到总线1608的接地线及/或公共线1614的指令,形成用于传输电流的一对电极。

[0178] 总线1608可包括以下一个或多个子组件,例如线路:+5V直流线路1616、电流线路1612、串行地址线路1618、V1线路1620、V2线路1622、接地线1614。

[0179] 传感组件1604和传感组件1606可以包括以下一个或多个组件:电极1626、两个开关1628、地址编码器1630、感测放大器1624和放大器1624的输出件1632。

[0180] 现在回到图3A,在步骤340,获得由所选择的传感组件输出的多个测量值。测量值通过共同总线(例如,通过专用线路组件)传输到控制器。可选地,一次仅操作单一个传感组件来传输测量值,以避免其他传感组件对总线的干扰。

[0181] 在步骤350,控制器通过迭代步骤330和步骤340顺序地激活不同的传感组件并从激活的传感组件获得各自的测量值。控制器可以发送所选择的传感组件的多个地址的一序列。每个传感组件及/或每对传感组件可以根据所传输的地址在相应的时间被激活。

[0182] 传感组件根据用于计算身体部分的三维阻抗值数据集的测量值被激活。在示例性实施方式中,可以获得多个阻抗值的一初始集合。阻抗值的初始集合可用于本文所述的3D数据集的计算模型的参数的初始化。阻抗值的初始集合可以通过依次激活相应的一对电流源和电流接收器获得,并且在电流在相应的一对电流源和电流接收器之间流动时从相应的一对电流源和电流接收器获得电压读数。通过控制器依次激活电流源、电流接收器和电压传感器,获得另一组数据。任选地,对于每对电流源和电流接收器,控制器依次激活作为电压传感器的其他传感组件中的每一个,以获得多个电压测量值。然后,控制器选择另一对电流源和电流接收器,并且控制器依次激活作为电压传感器的其他传感组件中的每一个,以获得另一组电压测量值。须注意的是,可以在另一组电压测量之前获得初始集合,及/或作为获得电压测量值的过程的一部分,通过从作为电流源和电流接收器操作的传感组件获得电压测量值来获得初始集合。

[0183] 可选地,控制器发送指令以在另一个传感组件激活之前终止激活的传感组件的操作。或者,被激活的传感组件自行终止,例如通过设计成在预定义的时间量之后自行终止激活的传感组件的定时电路。或者,传感组件被设计为在另一个传感组件被激活时终止操作。

[0184] 在所选择的电极对(即,所选择的传感组件)之间施加的电流可以是直流电及/或交流电。电流的幅度可以是例如大约或低于150、或100、或75或其他微安培 μA 值。电流的频率可以例如在大约100赫兹(Hz)到100千赫兹(kHz)的范围内。

[0185] 可以测量任何两个电极之间的电压降。

[0186] 阻抗值可以使用欧姆定律以其复数形式来计算。

[0187] 现在参照图17,是示出根据本发明的一些实施例的多个传感组件1702A-1702F的顺序激活,以获得用于生成一受检组织1704的一3D阻抗数据集的多个测量值。如本文所述,传感组件1702B和1702E依序被激活,以充当各自的电流源和电流接收器,用于将电流1706传输通过总线1704(经由总线的电流线1710和接地线1712)。如本文所述,其他传感组件1702A、1702C、1702D和1702F被依序激活为电压传感器,用于在传输电流1706的同时(经由总线的测量线1708)获得电压测量值。如本文所述,通过在共同总线的地址线1714上传输的各个唯一地址来依序激活。

[0188] 在步骤360,可选择地为每对电流源和电流接收器提供所获得的测量电流和电压的集合及/或阻抗值,以供进一步计算及/或分析。所获得的测量值可以被本地存储及/或通过网络传输到远程服务器以进行远程处理。远程处理可以减少用于生成3D数据集的计算时间,例如当远程服务器的计算硬件比本地可用的计算能力强大得多时。

[0189] 收集测量值(例如,用于计算电阻及/或阻抗)可以例如使用类似于雷登变换的数学操作来创建期望的3D阻抗图像及/或成像组织的图示,如本文所述。

[0190] 在步骤370,根据测量的电流、电压及/或阻抗值计算身体部分阻抗值的3D数据集。3D数据集可以基于一初始化数据集,其中基于在两个有源电极(即,传感组件)之间迭代施加的电流来计算阻抗,而不使用其他未选择的电极。替代地或附加地,如本文所述,基于在其之间传输电流的两个有源电极和作为电压传感器的另一个(例如,其他的每一个)电极来计算3D数据集,其中初始化数据集可以用作3D数据集的计算的初始值。

[0191] 可选地,3D数据集被划分为单独的3D单元。为每个3D单元计算相应的阻抗值。每个单元的大小可以例如由传感组件的间距及/或由传感组件获得的分辨率来定义。或者,3D数据集被定义为连续值,例如,通过将3D空间中的坐标映射为阻抗值的函数。

[0192] 现在参考图18,是包括根据本发明的一些实施例的助于理解所述3D数据集的示意图。示意图1802是从标准乳房X光机获得的示例性图像,其描绘了肿瘤1804。示意图1806描绘了2D网格细胞1812,其中肿瘤1808显示为作为一个整体的细胞。传感组件1810(例如,其电极)被描绘在组织的周长周围。示意图1814描绘了如本文所述(及/或逐片)创建的3D数据集。

[0193] 现在回到图3A,在步骤370,可选地,基于以下示例性实施方式来计算3D数据集。首先,提供摘要,然后是详细的数学描述。

[0194] 3D数据集的多个数值通过身体部分的多个3D阻抗值的计算模型获得。可以首先使用阻抗值的初始集合(如本文所述获得)来初始化3D数据集,这可以基于电流在电流源和不同对的传感组件的电流之间以直线行进的假设。初始化数据集包括电导率分布值。现在,为每对电流源和电流接收器获得的测量电压和电流与从计算模型获得的计算边界值进行比较,计算模型包括包含分布电导率的拉普拉斯方程(使用初始化数据集进行初始化,然后按此处所述进行调整)。所述比较基于以下观察:无法直接测量身体部分内的内部值(因为传感器并未放置在组织内),而是计算出来的,而身体部分表面上的数值由传感组件测量。调整计算模型,直到获得的电压和电流在一误差范围内与计算边界值匹配。

[0195] 须注意的是,在一些实现中,初始化数据集可能足够精确,并且不一定需要完整的3D数据集。

[0196] 初始化数据集可作为线积分计算,或在离散情况下作为成对有源电极(即,每个当前操作的传感组件)之间的增量电阻的总和计算。

[0197] 可选地,通过逐片收集测量值(例如,电阻、阻抗、电压、电流)来计算初始化数据集。单切片模型可以被认为表示电阻器的单元阵列及/或网格,或更一般地形成包含实部及/或虚部分量的阻抗。替代地或附加地,通过选择电极对,其中所选择的电极对之间的假想直线不平行,按体积计算初始化数据集。

[0198] 任选地,由激活的多对传感组件执行的测量的数目可以大于用于计算阻抗值的数据组件的数目。

[0199] 如本文所用术语“阻抗”和“电阻”有时可以互换。

[0200] 现在参照图19,根据本发明的一些实施例,描述阻抗测量的一个示例的测量装置1950的示意图,从表示为(i,j)的第一选择的单独可寻址电极1918A到表示为(k,l)的第二选择的单独可寻址电极1918B(或其中电极对由一个别地址选择)。测量装置1950包括一AC恒流源1952、可包括双多路复用器1954和仪表放大器1956。测量电极1918A和1918B之间的部分数字化阻抗之和。在数学表示方面,计算 $R_{i,j,k,l}$ 的数值。

[0201] 阻抗测量可以切片方式执行,例如,以收集排列成3D立体图像的平行切片(例如2D)。例如,如本文所述,支撑组件和相应的电极被布置成收集切片数据,例如,每个支撑组件被布置为部分的(或完整的)一个环,用于收集封装在环内的组织的切片数据,参考图15所示。在这种情况下,对于属于同一切片的所有电极,第二指数可以是相同的,数学上用 $R_{i,j}$ 表示。

[0202] 替代地或另外地,可以非平行地执行阻抗测量以收集用于计算3D体积图像的数据,例如以交叉切片的方式。在交叉切片测量的情况下,数值k,l可能属于不同的切片。

[0203] 现在参考图20,是示出根据本发明的一些实施例的用于计算3D数据集的路径电阻(及/或阻抗)的单个测量的示意图。所选择的一对电极(传感组件)2002和2004在它们之间传输电流。电流通过包括肿瘤2008的组织2006传输。E02和E04之间的总电阻表示为 r_t ,可使用以下公式计算,所述公式表示电极之间所有离散化阻抗的总和,形成阻抗作为未知数的线性方程。

$$[0204] \quad r_t = \sum_i^k R_{n,m}$$

[0205] 现在参考图21,是示出根据本发明的一些实施例的多个阻抗值的计算的示意图,如参考图20所述,对多个电极中的每对电极依序重复。

[0206] 现在参考图22,其根据本发明的一些实施例,描绘了如参考图21所述获得的多个阻抗测量值的向量的一矩阵表示。

[0207] 矩阵表示可以在数学上表示为:

$$[0208] \quad r = AR$$

[0209] 其中,

[0210] r表示测量向量,即根据测量的电流和/或电压计算出的阻抗,

[0211] R表示未知阻抗的向量,

[0212] A表示二进制元素的权重矩阵。

[0213] 形成组织断层扫描的向量R可以通过生成矩阵A的逆矩阵(例如, $\dim(r)$ 以来的广义逆矩阵)来计算,表示为 A^{-1} ,产生以下等式:

[0214] 可以通过生成矩阵A的逆A来计算形成组织断层扫描的向量R,表示为 A^{-1} ,产生以下等式:

$$[0215] \quad R = A^{-1}r$$

[0216] 排列R的元素能够生成如本文所述的断层阻抗图(即,3D数据集)。

[0217] 现在参照图23,示出根据本发明的一些实施例的表示为R的解向量(例如如图22所示)重新排列为表示一3D数据集的一阻抗矩阵。阻抗矩阵可以是2D及/或3D。阻抗矩阵可以被呈现为图像,例如,分配与阻抗矩阵的单元的数值相对应的像素强度值(例如,颜色、灰色),如本文所述。恶性肿瘤可由阻抗矩阵的单元检测到,这些单元具有与其他背景及/或相邻单元显着不同的数值,例如,具有不同于组织其余部分的颜色及/或阴影的颜色及/或灰色阴影的像素。

[0218] 得到的3D数据集可以作为3D数据集计算模型的电导率分布值的初始集合。下面描述计算模型的进一步调整,以提高计算的电导率分布的精确度。或者,所述方法直接继续到步骤380,其中可以直接分析电导率分布值的3D数据集(无需调整计算模型),例如检测恶性肿瘤和/或异常,如本文所述。其中可以直接分析电导率分布值的3D数据集(无需调整计算模型),例如以检测恶性肿瘤及/或异常,如本文所述。

[0219] 任选地,对阻抗测量进行处理及/或分析,以减少或防止误差。当观察电流在组织中的传播时,电流在电极之间以直线轨迹传播的简单假设可能会导致错误的阻抗映射。错误的阻抗映射效应在获得高精度及/或高分辨率阻抗图像方面造成技术问题。

[0220] 现在参照图24,是示意性地描述直接期望信号与间接非期望信号(也称为多通信号)干扰的技术问题的高层次示意图,以帮助理解本发明的一些实施例。发射器2406(例如,电视广播公司)发射信号2408以供接收器2410(例如,电视)接收。一物体(例如,山)2412反射信号2408,产生间接非期望信号2404,其在接收器2410处干扰直接期望信号2402,例如,在电视显示器上产生重影。需要注意的是,直接期望信号2402会在间接非期望信号2404之前到达接收器2410。因此,在本文所描述的系统、方法、装置及/或代码指令的至少一些实施方式中,门控手段可用于选择接收电极处的第一个到达阻抗测量值,以防止或减少干扰效应。

[0221] 现在参照图25,是描述在为目标组织2506生成基于阻抗的图像的实现中直接期望信号2502与间接非期望信号2504干扰的技术问题的示意图,以帮助理解本发明的一些实施例。电流注入电极2508将电流注入组织2506以由电流收集电极2510收集。注入的电流包括直接在电极2508和2510之间传输的直接期望信号2502和不直接在电极2508和2510之间传输的非期望信号2504。在本文所描述的系统、方法、装置及/或代码指令的至少一些实施方式中,通过仅允许选择第一到达的直接期望信号2502的门控手段来消除或减少非期望信号2504。或者,如本文所述,通过求解相应的拉普拉斯方程来获得直接期望信号2502。由于多个电流轨迹2502和X04,如本文所述,可以修改射线类型断层扫描成像。

[0222] 以下是用于克服及/或减少错误图示效应的影响的示例性过程,其可以提供更准确的阻抗测量及/或用于增加电导率图示及/或阻抗值的初始数据集的精确度。为了解释清楚,首先参考2D笛卡尔平面(即x、y坐标)情况(例如,在计算2D切片并将其排列到3D图像中

的实施方式中)来描述这个过程,其被扩展到3D情况(例如,在实施方式中,3D图像是从阻抗测量值计算的,而不需要中间2D切片计算)。需要注意的是,作为下面描述的过程的替代方式,可以使用门控手段来选择第一到达的电流信号,并且排除及/或忽略随后到达的信号。

[0223] 示例性过程基于由 $\sigma(x, y)$ 表示的电导率(和/或逆电阻率)的迭代近似,通过重复求解以下相应的拉普拉斯方程:

[0224] $\nabla \cdot \sigma(x, y) \nabla u(x, y) = 0$

[0225] 其中: $u(x, y)$ 表示在表示为 (x, y) 的2D坐标处的电位,具有适当的边界条件,并使用如本文所述的雅可比类型矩阵。 $\sigma(x, y)$ 表示指示感兴趣区域(例如,肿瘤、恶性肿瘤、异常、可疑临床发现)位置的图标。

[0226] 以下是用于2D实施方式的有限差分方法的数学过程,所述2D实施方式用于求解表示身体内图像中的感兴趣区域的图示:

[0227] $\nabla \cdot \sigma \nabla u = 0$

[0228] $\frac{\partial}{\partial x} (\sigma \frac{\partial u}{\partial x}) + \frac{\partial}{\partial y} (\sigma \frac{\partial u}{\partial y}) = 0$

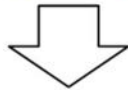
[0229] 因此,

[0230] $\frac{\partial \sigma}{\partial x} \frac{\partial u}{\partial x} + \sigma \cdot \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial \sigma}{\partial y} \frac{\partial u}{\partial y} + \sigma \cdot \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} = 0$

[0231] 现在参照图26,是根据本发明的一些实施例的有限差分数值解2D网格的示意图,用于帮助理解用于求解体内图像的感兴趣区域的有限差分方法的数学过程。

[0232] $\frac{\partial u}{\partial x} \approx 0.5(u_{i+1,j} - u_{i-1,j}) \quad \frac{\partial u}{\partial y} \approx 0.5(u_{i,j+1} - u_{i,j-1})$
 $\frac{\partial \sigma}{\partial x} \approx 0.5 \cdot (\sigma_{i+1,j} - \sigma_{i-1,j}) \quad \frac{\partial \sigma}{\partial y} \approx 0.5 \cdot (\sigma_{i,j+1} - \sigma_{i,j-1})$
 $\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} \approx u_{i+1,j} - 2u_{i,j} + u_{i-1,j} \quad \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} \approx u_{i,j+1} - 2u_{i,j} + u_{i,j-1}$

$$\frac{\partial \sigma}{\partial x} \frac{\partial u}{\partial x} + \sigma \cdot \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial \sigma}{\partial y} \frac{\partial u}{\partial y} + \sigma \cdot \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} = 0$$



$$0.25 [(\sigma_{i+1,j} - \sigma_{i-1,j}) \cdot (u_{i+1,j} - u_{i-1,j}) + (\sigma_{i,j+1} - \sigma_{i,j-1}) \cdot (u_{i,j+1} - u_{i,j-1})] + \sigma_{i,j} \cdot [u_{i+1,j} + u_{i-1,j} + u_{i,j+1} + u_{i,j-1} - 4 \cdot u_{i,j}] = 0$$

[0233] 上述方程给出了势场的解,表示为:

[0234] $u_{i,j}$

[0235] 将获得的边界电位值与测量值进行比较,并通过扰动表示的电导场值来校正偏差:

[0236] $\sigma_{i,j}$

[0237] 上面针对2D实施方式描述的过程现在针对3D实施方式进行描述。

[0238] 现在参照图27,是根据本发明的一些实施例的用于帮助理解用于求解体内图像的兴趣区域的示例性数学过程的3D坐标系的示意图。

[0239] 假设电导率的初始值表示为: $\sigma_0 = \sigma_{i,j,k} \forall i,j,k$, 开始计算 $\forall i,j$:

$$[0240] \quad 0.16667 [(\sigma_{i+1,j,k} - \sigma_{i-1,j,k}) \cdot (u_{i+1,j,k} - u_{i-1,j,k}) + (\sigma_{i,j+1,k} - \sigma_{i,j-1,k}) \cdot (u_{i,j+1,k} - u_{i,j-1,k}) + (\sigma_{i,j,k+1} - \sigma_{i,j,k-1}) \cdot (u_{i,j,k+1} - u_{i,j,k-1})] + \sigma_{i,j,k} [u_{i+1,j,k} + u_{i-1,j,k} + u_{i,j+1,k} + u_{i,j-1,k} + u_{i,j,k+1} + u_{i,j,k-1} - 6 \cdot u_{i,j,k}] = 0$$

[0241] 针对所有 $i=1 \cdots N, j=1 \cdots M, k=1 \cdots K$ 求解 $u_{i,j,k}$ 。

[0242] 需要注意的是,由此产生的边界值自然会与测量的边界条件不同:

[0243] 将测量的边界值定义为一个向量,表示为: $v_s^m, s=1 \cdots S$ 。

[0244] 计算的边界条件表示为:

$$[0245] \quad v_s^c, s=1 \cdots S。$$

[0246] 定义误差标准表示为:

$$[0247] \quad E = \| v_s^m - v_s^c \|$$

[0248] 对于猜测的初始值 σ , 将 $\sigma_{i,j,k}$ 的微小变化 $\Delta \sigma$ 更改为 $\sigma_{i,j,k} + \Delta \sigma$, 并计算边界值的结果变化。

[0249] 当变化导致偏差增加时,表示为:

$$[0250] \quad E_{\text{新}} > E_{\text{旧}}$$

[0251] 反转更改并设置以下数学表示:

$$[0252] \quad \Delta \sigma = - \Delta \sigma$$

[0253] 对所有多个 i, j 和 k 重复计算产生雅可比型灵敏度张量,表示为:

$$[0254] \quad J = \frac{\Delta v_s^c}{\Delta \sigma_{i,j,k}}$$

[0255] 使用电导分布的新值求解拉普拉斯方程,表示为:

$$[0256] \quad \sigma_{i,j,k}(\text{new}) = \sigma_{\text{old}} + \Delta \sigma_{i,j,k}$$

[0257] 其中 $\Delta \sigma_{i,j,k}$ 是按顺序计算的,其中每个 Δ 's 都减少了用 E 表示的误差函数。当误差函数低于预定义的极限值 E_{min} 时,这个过程可能会停止,并显示表示为 $\sigma_{i,j,k}$ 的电导率的最新图示,例如,描绘感兴趣的区域。

[0258] 现在参照图28,是根据本发明的一些实施例的乳房的三维电阻及/或电导图示2802示意图,表示其中存在已识别的肿瘤2804。3D图示2802和肿瘤2804是根据这里描述的示例性3D数学过程计算的。3D图示2802和肿瘤2804相对于示例性3D坐标系被描绘,如本文所述。数学过程中使用的示例边界由虚线2808表示。

[0259] 现在参照图29,是根据本发明的一些实施例的用于计算包括表示体内图像(例如,乳房中的肿瘤)的兴趣区域的电导及/或电阻场的示例性数学过程的流程图。示例性过程的附加细节如本文所述。

[0260] 在步骤2902,选择表示为 $\sigma_{(x,y)} = \sigma_0 = \text{constant}$ 的电导分布图示的初始值(有时在本文中称为初始数据集)。或者,如本文所述参考初始数据集获得电导分布图示的初始值,例如,通过迭代地激活不同对的传感组件并测量阻抗。

[0261] 在步骤2904,选择表示为 S_a 和 S_b 的电极用于阻抗映射,可选地使用相关联的寻址,由耦合到多个其他电极的导体存取,如本文所述。

[0262] 在步骤2906,求解拉普拉斯方程,假设其他电极没有接收电流。

[0263] 在步骤2908,将计算出的电位表示为 u_n 与电极上的测量电位进行比较,表示为 $\tilde{u}_n = u_n^{\text{测量}}$ 。如本文所述,通过控制器顺序激活和指示其他传感组件作为电压传感器操作,在当前未选择用于传输电流的其他传感组件处测量电压。

[0264] 在步骤2910,对多个所有 m 进行了小的变化 $\Delta\sigma_m$,表示为1到 M 。小变化量可以例如由用户基于存储在存储器中的预定义系统配置参数手动定义和/或由代码计算来选择。

[0265] 在步骤2912,求解拉普拉斯方程。生成表示为 $J(n,m) = \frac{\partial u_n}{\partial \sigma_m}$ 的雅可比型灵敏度矩阵。

[0266] 在步骤2914,所有 m 的表示为 $\Delta\sigma_m$ 的变量被计算以抵消对于所有 n 的表示为 u_n 的边界电位,其中 $\Delta\sigma_m = J^{-1} \cdot \tilde{u}_n$ 。

[0267] 在步骤2916,拉普拉斯方程用以下公式求解: $\sigma_m = \sigma_0 + \Delta\sigma_m$ 。

[0268] 在步骤2918,表示为 E 的误差函数被计算。例如,可容忍的误差量可由用户基于存储在存储器中的预定义系统配置参数手动定义及/或由代码计算来选择。

[0269] 在步骤2920,当误差函数的数值低于一阈值时,过程进行到步骤2922。或者,当误差函数的值不低于阈值时,过程返回到步骤2910。

[0270] 在步骤2922,提供所得的分布电导及/或阻抗映射(针对2D实施方式表示为 $\sigma(x,y)$) (例如,呈现在显示器上)。所述映射可表示如本文所述的感兴趣区域(例如,肿瘤、恶性肿瘤、可疑组织)。本文所述的过程可适于提供如本文所述的3D图示。

[0271] 基于本文描述的迭代数学过程的3D分布式电导率数据集的生成可以是计算密集型的,特别是当使用大量的感测组件时,生成大量的电压、电流和/或阻抗测量值。计算可由服务器执行,所述服务器包括足够的计算资源(例如,存储器、处理器)以在合理的时间内计算3D分布式电导率数据集。电压、电流及/或阻抗测量值可以在本地收集,通过网络传输到远程服务器用于计算3D图示,并且生成的3D数据集可以通过网络传输到客户端用于呈现及/或分析,如本文所述。

[0272] 在步骤380,分析阻抗值的3D数据集及/或3D电导率分布图示,及/或从3D数据集生成的身体部分的基于阻抗的体内3D图像,可以使用生成的3D图像来执行分析。3D图像可以被称为重构图像。

[0273] 任选地,身体部分的分析用于组织异常观察。

[0274] 任选地,身体部分的分析用于规划患者的治疗。

[0275] 任选地,所述分析包括检测身体部分中恶性肿瘤可能性的指示,及/或检测可通过阻抗映射检测的其他临床异常,例如出血(例如,在脑中)。替代地或另外地,所述分析包括对身体部分中恶性肿瘤(及/或其他临床异常)的可能性的定位。例如,可以通过分割指示在

3D图像及/或3D数据集中描绘的恶性肿瘤可能性的组织来执行定位及/或检测。所述检测及/或分割可以例如通过在多个3D阻抗图像的训练数据集及/或从多个样本患者获得的具有标记的恶性及/或异常(例如,在3D数据集中所描绘,及/或外部整体标签)的3D数据集上训练的机器学习模型(例如,神经网络)来执行。机器学习模型可以用在用户学习过程中获得的新样本数据进行迭代更新。迭代改进可以提高诊断的质量(例如,准确性)。机器学习模型可以使用来自不同医院及/或诊所的患者的样本数据进行训练及/或更新,这可以创建例如不同国籍、民族、人口统计背景、经济背景及/或医学背景的患者们的多样化训练集。与在有限数量的患者(例如,每个部位)上的学习不同,这可能不一定显示出足够的多样性。患者数据的多样性可能会提高检测的准确性。机器学习模型可以远程位于计算云端中,用于处理从不同患者及/或在不同地点接收的数据,及/或用于使用来自不同患者及/或在不同地点的数据进行训练。

[0276] 3D图像及/或分析结果可呈现在显示器上、存储在存储器中(例如,在患者的电子健康记录中)及/或转发到另一处理过程(例如,存储在本地及/或远程设备上)以进行附加处理。

[0277] 3D组织可以作为一组2D分层图像(例如,2D切片)来呈现及/或分析。例如,可以手动及/或自动地分别检查每个2D切片是否存在肿瘤。3D图像的集合可以被渲染以形成3D重建。所得到的3D重建可以作为一个整体来观看,或者3D数据集可以(例如,由用户)在任何平面进行切片以观看内部细节。当应用自动肿瘤分割时,3D图像内的发现可以被着色和/或由显示器上的填充图案来标记以辅助观察者。

[0278] 3D数据集可以基于有限元分析方法计算。表示目标身体部分的体积可以被划分为多个区域(例如,三角形)以使用有限元过程生成3D数据集。初始化数据集可用于提供初始值,以便使用有限元分析过程来计算分配给内部区域的阻抗值。

[0279] 现在参照图30,示出根据本发明的一些实施例中将患者的多个内部组织3002划分为区域3004的示例的示意图,所述区域3004用于使用由位于组织3002的边界(例如,在患者的皮肤上)上的多个传感组件3006获得的数据进行有限元分析。如本文所述,每个传感组件3006是可寻址的并经由共同总线3010连接到控制器3008。可以存在n个传感组件3006和M个区域3004。

[0280] 现在参照图31,描绘了根据本发明的一些实施例中从阻抗数据集重构的示例性图像。可以定义为单个像素、单个体素、像素组(具有共同值)及/或体素组(具有共同值)的每个单元被分配与从数据集获得的计算数值相对应的强度数值。生成的图像可以是如本文所述的黑白(例如,单通道)或彩色(例如,多通道)。与其他表示正常及/或健康组织的细胞相比,重建肿瘤3102的强度不同。

[0281] 现在回到图3A,步骤390,可以根据标示诊断患者及/或根据标示计划患者的治疗及/或可以根据标示治疗患者。例如,可以使用其他成像模式(例如,超声、乳房X光片、CT、MRI)执行患者的附加成像,可以执行活检,可以执行手术,可以实施化疗,可以实施放射治疗,及/或可以选择观察等待方法(例如,1年内重复)。

[0282] 现在回到图3B,步骤310,如参考图3A所述,选择多个传感组件的配置。

[0283] 在步骤320,如参考图3A所述,将多个传感组件放置在患者身上。

[0284] 在步骤321,可以执行校准。例如,可以针对不同的乳房尺及/或不同的应用来执行

校准,例如针对乳房内的乳腺肿瘤与大脑内的脑肿瘤。

[0285] 在步骤322,施加均匀的压力、可选地以预设及/或设定的压力到传感组件以到患者的身体部分的表面(例如,皮肤)。传感组件可以在均匀压力下被推向表面。

[0286] 电极(传感组件)和组织之间的接触压力可能会影响阻抗测量。通常,接触压力越高,不希望的接触阻抗越低。一压力组件(也称为压力表面)将传感组件的均匀接触力提供给患者的组织,所述压力组件可以通过减少由于接触压力的变化而导致的测量变化来增加所生成的3D阻抗数据集的精度,所述接触压力的变化会导致阻抗映射误差。

[0287] 耦合到所述传感组件的压力组件包括一推动组件,所述推动组件设置为在一均匀压力下(可选地在公差范围内)推动所述传感组件接触所述身体部分。任选地,推动组件被实施为包括用于以流体(例如,盐水、水、空气)来膨胀的内腔的结构(例如,气球)。使用时,当流体插入内腔时,内腔会膨胀。在另一个实施方式中,弹簧被使用。弹簧可以预设为施加均匀的压力。

[0288] 任选地,压力由可穿戴结构施加,所述可穿戴结构是具有弹性的,并且设置为在穿戴时对身体(例如,乳房、头部)施加压力。例如,一种穿在胸罩上的外部弹性胸罩,传感组件的排列类似。在另一个例子中,传感组件集成在弹性可穿戴服装中,当穿着时,向皮肤施加压力到传感组件。

[0289] 可穿戴结构及/或压力组件可以根据身体部分的尺寸来选择。

[0290] 现在参照图32,是示出根据本发明的一些实施例的一压力组件3202的示意图,用于向接触一目标患者的组织的多个传感组件3204的一阵列施加均匀压力。示意图3206A描绘了处于未膨胀状态的压力组件3202的内腔3208。示意图3206B描绘了处于膨胀状态的内腔3208,用于向接触组织的感测部件3204施加均匀的压力。压力组件3202可以通过支撑组件3210连接到传感部件3204的阵列,支撑组件3210被设置成杯状罩住(例如,封装,至少部分包围)身体部分,如本文所述。内腔3208可膨胀至预定压力(例如,约75、或100、或125毫米汞柱或其它值),并影响(例如,通过帕斯卡的低等压力)内(及/或外)杯状结构压力组件3202的所有部分,以减少或消除(例如,在公差范围内)由于不均匀接触力引起的接触阻抗变化。

[0291] 现在参照图38,是示出根据本发明的一些实施例的压力组件3802的另一实施例的示意图,所述压力组件3802被设计用于施加真空以向接触一目标患者的一组织3850(例如,乳房)的传感组件承载装置(例如,形状像胸罩)的多个传感组件的一阵列(也称为传感器阵列)施加均匀压力。需注意的是,所施加的真空及/或非真空用于传感组件的电极与患者的身体部分的组织之间的压力。示意图3806A描绘了在施加真空之前的压力组件3802。初始压力可以由压力组件3802施加到传感组件3804抵靠所述组织3850,例如,通过用流体(例如,空气、盐水、水)膨胀内腔3808,任选地经由膨胀内腔3852,如本文所述(例如,关于图32)及/或本文所述的其他机制。内腔3808可以位于传感组件承载装置的内层3854和外层3856之间及/或被定义为在传感组件承载装置的内层3854和外层3856之间的一空间。可以经由连接到真空源(例如,便携式手动泵、家用真空吸尘器)的真空管3858在传感组件承载装置的内层3854和组织3850之间施加真空。示意图3806B描绘了在施加真空时(例如,在施加真空时及/或在施加真空之后)的压力组件3802。需注意的是,内腔的膨胀可以单独进行(及/或其他非真空压力可以单独施加),抽真空可以同时进行,及/或内腔的膨胀和抽真空的组合

(及/或其他非真空压力)同步施加,任选地,首先施加非真空压力(例如,内腔的膨胀),然后施加抽真空以改善传感组件3804和组织3850之间的均匀压力接触。可选地,真空管3858和充气端口3852连接到相同的来源,例如,设计用于为内腔3808充气并反过来施加真空的泵。任选地,控制器生成施加真空及/或以流体充气的指令。控制器可以例如经由在不同电极之间发送的校准信号来监测传感组件与真空及/或充气下的组织的接触质量。控制器可以根据监测到的校准信号控制充气及/或真空,以获得指示传感组件和组织之间的均匀压力接触的目标值。

[0292] 在步骤330,控制器产生并发送指令,用于顺序地激活特定传感组件以在选定的操作模式下操作,如参考图3A所描述的。

[0293] 在步骤340,获得所选传感组件输出的测量值,如参考图3A所描述的。

[0294] 在步骤350,控制器通过迭代330和迭代340依序激活不同的传感组件并从激活的传感组件获得各自的测量值,如参考图3A所描述的。或者,当一个电流传感组件被选择,通过自动触发激活随后连接的一个传感组件的电路,多个传感组件在一预定义级联中自动地顺序被激活,使得在连接的多个传感组件的一序列中选择的第一个传感组件自动触发所述序列中下一个传感组件的顺序独立激活。自动顺序激活可以消除及/或减少每个传感组件的单独寻址的特征,例如,从总线移除地址线及/或从控制器移除用于寻址的代码及/或移除控制器及/或简化控制器。

[0295] 现在参照图33,是根据本发明的一些实施例,设计用于在活动终止时由当前活动的传感组件自动顺序触发后续传感组件的架构的示意图。所述架构描绘了排列为圆形的传感组件切片(例如,当连接到形状为圆形的支撑组件时)。多个传感组件(包括如本文所述的电极)被设置为电流注入电极161的半圆和电流收集电极162的互补半圆。每个电极163连接到驱动芯片/测量芯片164。连接总线166包括以下线路:DC、GND、V1、I(电流注入线)、trig1、trig2和V2。

[0296] 如本文所述,当被触发时,电极将从I线路汲取的已知电流注入组织。电流由反电极收集,如其中一条虚线167所示。电压降被感测并通过线路V1和V2传送到放大器和控制器旁边。

[0297] 须注意的是,在触发下一个注入电极之前,每个注入电极电流被所有收集电极一次一个收集。

[0298] 现在参照图34,是根据本发明的一些实施例的用于生成用于操作图33的架构的指令的时序图的示意图。时序图3402描绘了每个切片循环以激活第一电极的触发器进行统计。时序图3404描绘了当前激活的电极注入n个电流脉冲序列,每个脉冲由时序图3406中描绘的不同接收电极收集。每个收集电极触发下一个电极。一旦完成了第一组收集电极,则再次触发下一个注入电极,注入由n个接收电极收集的n个脉冲序列。这个过程一直持续到所有的注入电极都被激活。须注意的是,代替一个电极驱动器从一个电极驱动器切换到下一个电极驱动器,可以使用特殊的切换线(未示出)(类似于移位寄存器)在注入部分161和收集部分162两者上执行从芯片到芯片的切换。

[0299] 在切片周期结束时,处理器拥有表示为 $R_{i,j}$ 的所有 n^2 个测量值,用于计算阻抗数据集(例如,3D数据集),如本文所述。须注意的是,驱动芯片不一定需要具有地址解码器。当触发时,驱动芯片执行一组n次注入,然后触发下一个芯片,直到切片循环完成。

[0300] 现在参照图35A至图35B,是根据本发明的一些实施例的包括传感组件的芯片3502、3504的示例性电路的示意图,传感组件被设计用于在当前传感组件的活动终止时自动触发下一个传感组件。芯片3502、3504可以是参考图33描述的架构的一部分。芯片3502(即,传感组件)在图35A中作为电流注入器操作。芯片3504(即,传感组件)在图35B中作为电流收集器操作。每个芯片3502、3504接收来自先前芯片的逻辑操作命令以及致能命令,因为它们是顺序操作的。当芯片的所有输入都为高电平时,输出会将电流和测量切换到电流注入条带部分,同时电流收集条带部分依次被激活。每个注入电极可以顺序地供给所有收集电极。对于n个注入电极和m个收集电极,会获取n x m测量数据集(例如,对于每个切片)。

[0301] 现在参照图36,是根据本发明的一些实施例的示意图,示出了设计成作为电流注入器操作的多个传感组件的八个芯片3602的一序列和设计成作为电流收集器操作的多个传感组件的八个芯片3604的另一序列,用于收集一目标组织3606的一阻抗数据集。电流注入芯片3602参照图35A示出。参考图35B来描绘电流收集芯片3604。图36中描绘的电路可以作为FPGA及/或ASIC在芯片上制造。芯片可以安装在柔性PCB的一侧,从而与导线形成接触。电极任选地安装在条带的另一侧。

[0302] 现在回到图3B,在步骤352处,控制器可以多次(例如,三次)激活每对电流源和电流接收器以及其他传感组件作为相应的电压传感器,以获得多组电压读数,每组电压读数具有不同的电流频率。当所测量的组织阻抗是依赖于频率的复数值时,改变当前频率可以提供不同的信息。

[0303] 多个频率可用于为对应于不同频率的三组电压读数中的每一组指定相应的颜色通道。3D图像及/或3D数据集可以使用相应的颜色通道以彩色生成。例如,当使用3个不同的频率时,可以通过向每个频率分配不同的颜色来重构合成彩色图像,例如,红-绿-蓝(RGB)。

[0304] 在步骤354处,其它传感器依序被激活。

[0305] 任选地,其他传感器各自位于至少一些传感组件附近。任选地,其他传感器连接到总线。另一传感器和传感组件的每一对可以共享单个唯一地址。另一指令(例如,经由总线的专用线路组件传输)可指示传感组件或另一传感器的激活及/或操作。

[0306] 控制器可以被设置为一次顺序地独立地激活每个相应的其他传感器,用于收集来自多个其他传感器的测量值,用于基于其他传感器测量值生成身体部分的3D数据集及/或3D图像。

[0307] 另一个传感器可以是例如红外线(IR)传感器。

[0308] 替代地或附加地,至少一部分传感组件被设计成进一步在超声模式下操作。超声传感器和传感组件在空间上可以是一致的。设计用于超声的传感部件各自包括用于接触身体部分的组织电极、与组织电极平行的第二电极以及夹在组织电极和第二电极之间的超声组件(例如,压电组件)。组织组件可选择性地被激活为电流源、电流接收器或电压传感器(如本文所述)。在超声模式中,组织电极、超声组件和第二电极被激活为超声换能器,用于获得超声测量值,用于生成超声数据集及/或超声图像(例如,2D及/或3D图像)。

[0309] 任选地,首先,第一类的所有传感器被激活以获得第一类的3D数据集(例如,IR、超声、阻抗)。

[0310] 第一类3D数据集可用于指示第二类传感器,以获得改进的测量,例如,可首先在第一类3D数据集中找到肿瘤的位置,并且激活第二类传感器以在第二类3D数据集中提供改进

的肿瘤成像。

[0311] 现在参照图37,是根据本发明的一些实施例的一传感组件组合的设计示意图,传感组件组合3702可操作为用于测量阻抗(例如电流及/或电压)的电极和用于获得超声数据的超声换能器。传感组件组合3702包括用于接触组织3706的组织电极3704,组织电极3706可用作超声换能器及/或用于测量阻抗(例如,电流及/或电压)的电极。传感组件组合3702包括平行于组织电极3704定位的第二电极3708和夹在电极3704和3706之间用于创建超声换能器3710的压电组件。如本文所述,传感组件组合3702可连接到总线3712并可经由寻址电路3714寻址。传感组件组合3702可包括识别由控制器生成并经由总线3712传输的以下指令的电路:其唯一地址、操作模式(例如阻抗、超声波、电流源、电流接收器、电压传感器)以及用于在检测到唯一地址id时激活开关以在操作模式下操作的电路。

[0312] 在步骤356,获得其他传感器输出的测量值。

[0313] 在步骤358,特征354和356被迭代以顺序激活至少一些其他传感器以获得相应的测量值,这些测量值被提供用于基于其他传感器测量值生成3D数据集及/或图像。

[0314] 在步骤360,所获得的测量电流和电压及/或阻抗值的集合,可选地用于每对电流源和电流接收器,被提供用于进一步的计及/或分析,如参考图3A所描述的。任选地,提供从其他传感器(例如,IR、超声波)获得的测量值。

[0315] 在步骤362,从测量的电流、电压及/或阻抗值计算身体部分的阻抗值的3D数据集,如参考图3A所描述的。任选地,另一个3D数据集是根据其他传感器测量值(例如,IR、超声波)计算得出的。

[0316] 替代地或另外地,获得从其他成像模式获得的其他3D数据集,例如CT、MRI、核医学扫描(例如,PET)。

[0317] 在步骤372,阻抗值的3D数据集与其他传感器测量的3D数据集及/或与其他成像模式的3D数据集及/或与从其他成像模式获得的其他3D数据集相关。如本文所述,多个数据集的相关性可提高恶性肿瘤检测的准确性。

[0318] 在步骤380,3D数据集及/或相关的3D数据集被分析,及/或身体部分的相关3D图像可以被生成,用于呈现、分析及/或存储,如参考图3A所描述的。

[0319] 在步骤390,如参考图3A所述,可根据标示诊断患者及/或根据标示规划患者的治疗及/或可根据标示治疗患者。

[0320] 本发明的各种实施例的描述是为了说明的目的而公开的,但并不意在穷举或限于所公开的实施例。在不脱离所描述的实施例的范围和精神的情况下,许多修改和变化对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。选择本文中使用的术语是为了最好地解释实施例的原理、相对于市面上发现的技术的实际应用或技术改进,或者使本领域的普通技术人员能够理解本文中公开的实施例。

[0321] 预计在从本申请成熟的专利有效期内,将开发许多相关的传感组件,并且本文所用术语传感组件的范围旨在优先地包括所有此类新技术。

[0322] 如本文所用的术语“约”是指 $\pm 10\%$ 或 $\pm 5\%$ 。

[0323] 如本文所用的术语“包括(comprises)”、“包括(comprising)”、“包括(includes)”、“包含(including)”、“具有(having)”及其词形变化是指“包括但不限于”。

[0324] 如本文所用术语“本质上由.....组成”指的是组成物、方法或可包括额外的成分

及/或步骤,但仅当额外的成分及/或步骤不实质上改变所要求保护的组成或方法的基本和新颖特性。

[0325] 本文所使用的单数型式“一”、“一个”及“所述”包括复数引用,除非上下文另有明确规定。例如,术语“一化合物”或“至少一种化合物”可以包括多个化合物,包括其混合物。

[0326] 本文中术语“示例性(exemplary)”表示“用作为一示例(example),实例(instance)或例证(illustration)”。任何被描述为“示例性”实施例未必被解释为优选或优于其它实施例和/或排除与来自其它实施例的特征结合。

[0327] 术语“任选地”在本文中用于表示“在一些实施例中提供而在其他实施例中不提供”。本发明的任何特定实施例可以包括多个“任选”特征,除非这些特征冲突。

[0328] 在整个本申请中,本发明的各种实施例可以以一个范围的型式存在。应当理解,以一范围型式的描述仅仅是因为方便及简洁,不应理解为对本发明范围的硬性限制。因此,应当认为所述的范围描述已经具体公开所有可能的子范围以及所述范围内的单一数值。例如,应当认为从1到6的范围描述已经具体公开子范围,例如从1到3,从1到4,从1到5,从2到4,从2到6,从3到6等,以及所数范围内的单一数字,例如1、2、3、4、5及6,此不管范围为何皆适用。

[0329] 每当在本文中指明数值范围,是指包括所指范围内的任何引用的数字(分数或整数)。术语,“第一指示数字及第二指示数字”之间的范围”及“第一指示数字”到”第二指示数字”的范围”在本文中可互换,并指包括第一及第二指示数字,及其间的所有分数及整数。

[0330] 应该理解的是,本发明中的特定特征,为清楚起见,在分开的实施例的内文中描述,也可以在单一实施例的组合中提供。相反地,本发明中,为简洁起见,在单一实施例的内文中所描述的各种特征,也可以分开地、或者以任何合适的子组合、或者在适用于本发明的任何其他描述的实施例中提供。在各种实施例的内文中所描述的特定特征,并不被认为是那些实施例的必要特征,除非所述实施例没有那些元素就不起作用。

[0331] 虽然本发明结合其具体实施例而被描述,显而易见的是,许多替代、修改及变化对于那些本领域的技术人员将是显而易见的。因此,其意在包括落入所附权利要求书的精神和广泛范围内的所有替代、修改及变化。

[0332] 在本说明书中提及的所有出版物、专利及专利申请以其整体在此通过引用并入本说明书中。其程度如同各单独的出版物、专利或专利申请被具体及单独地指明而通过引用并入本文中。此外,所引用的或指出的任何参考文献不应被解释为承认这些参考文献可作为本发明的现有技术。本申请中标题部分在本文中用于使本说明书容易理解,而不应被解释为必要的限制。

[0333] 另外,本申请的任何优先权文件在此以引用方式并入本文。

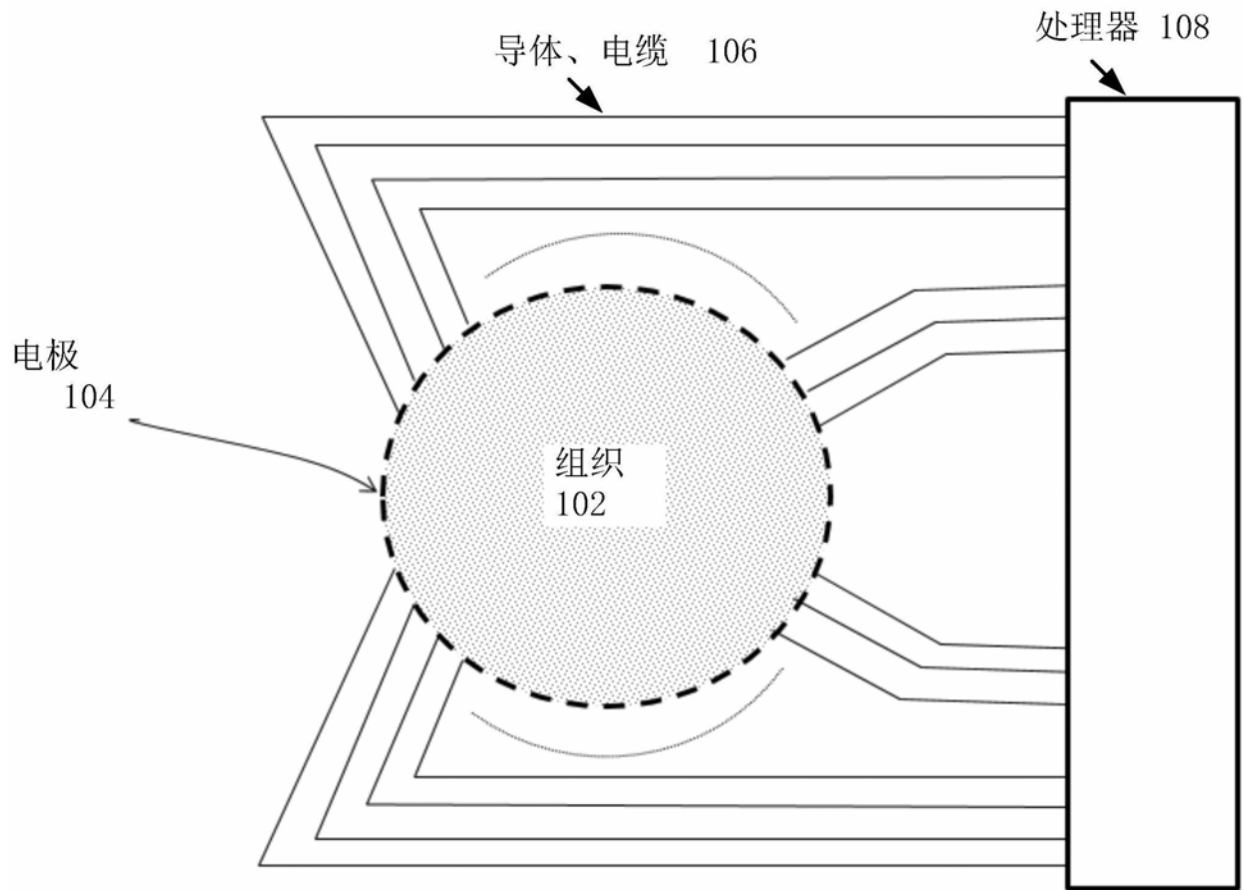


图1

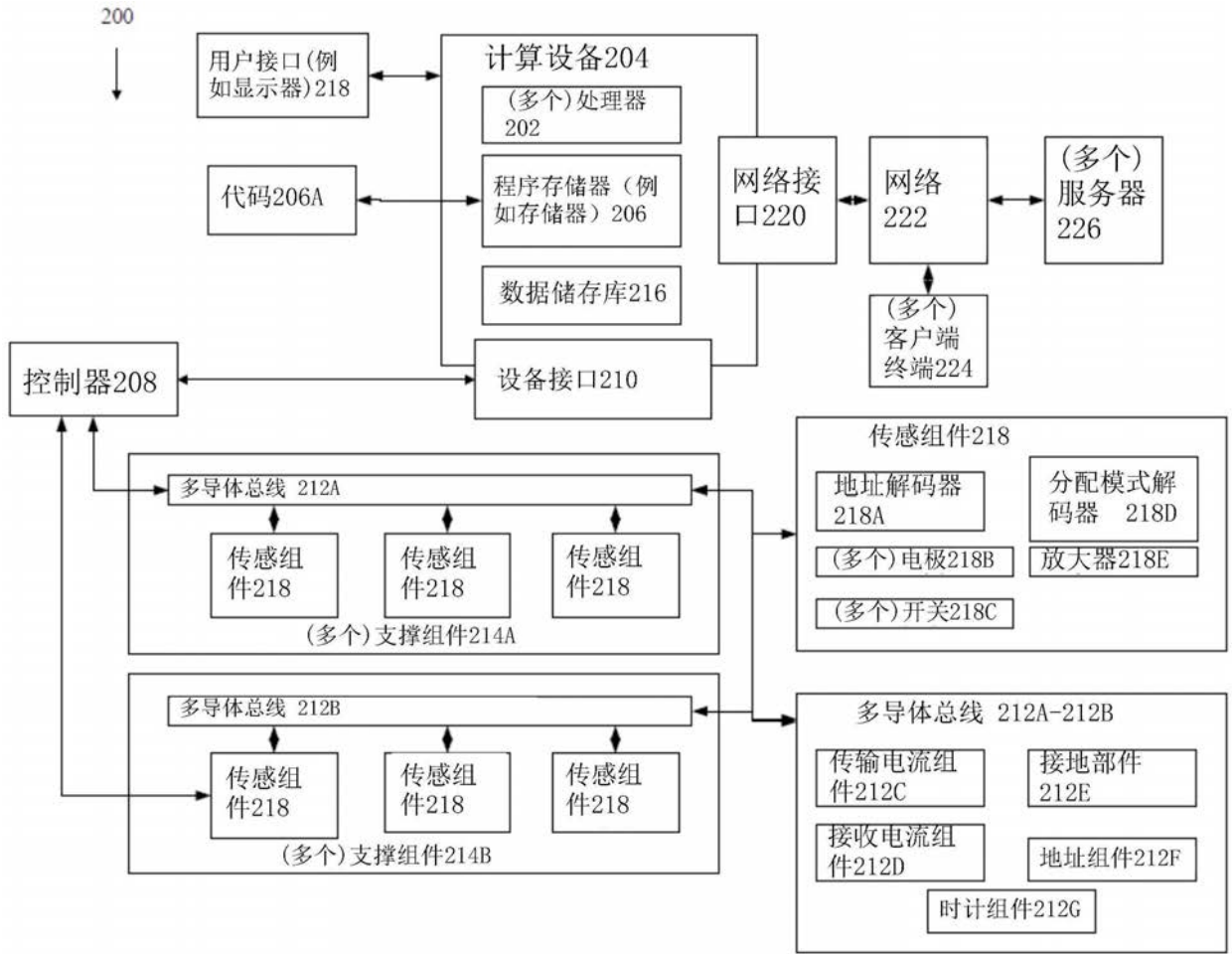


图2

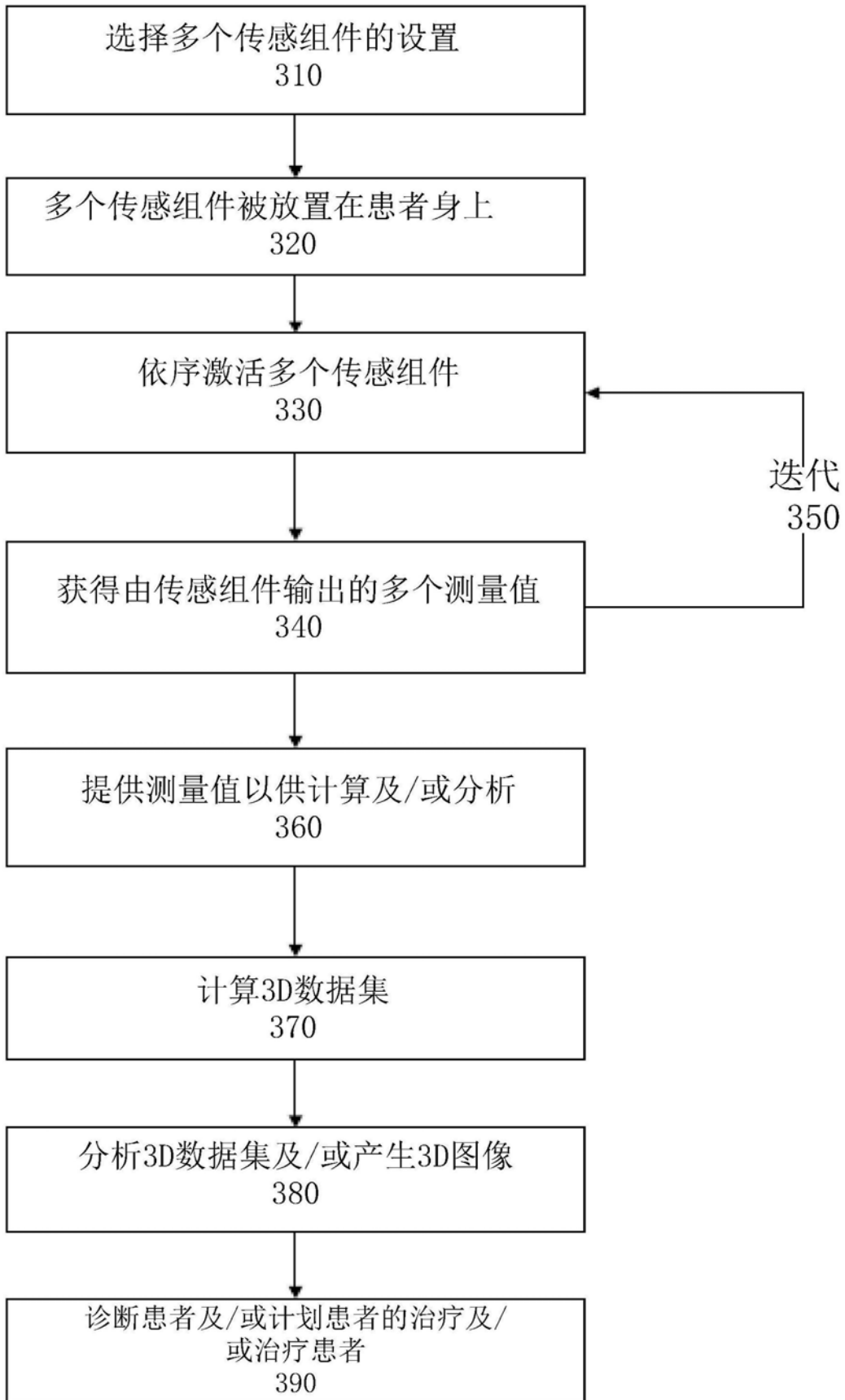


图3A

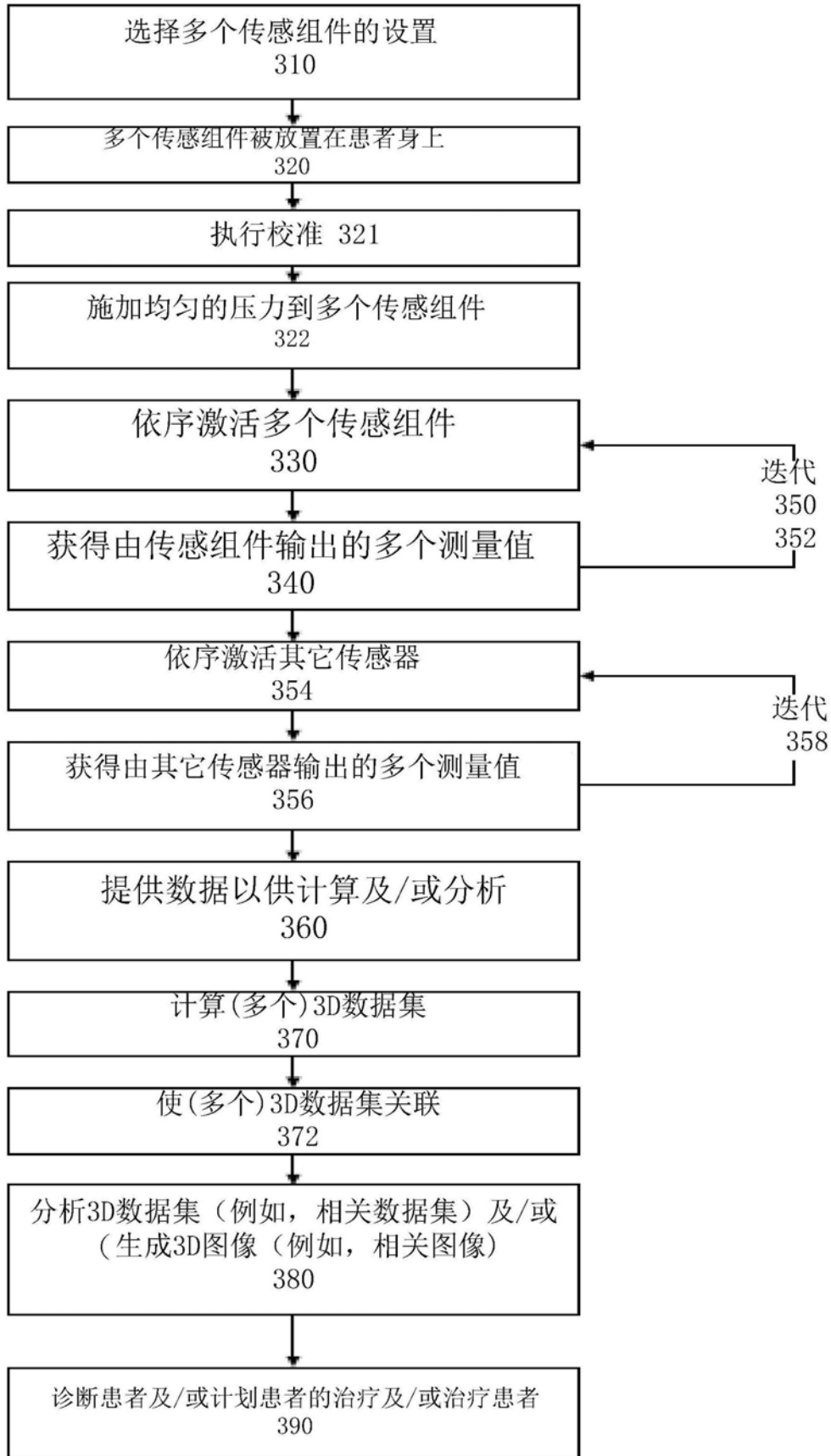


图3B

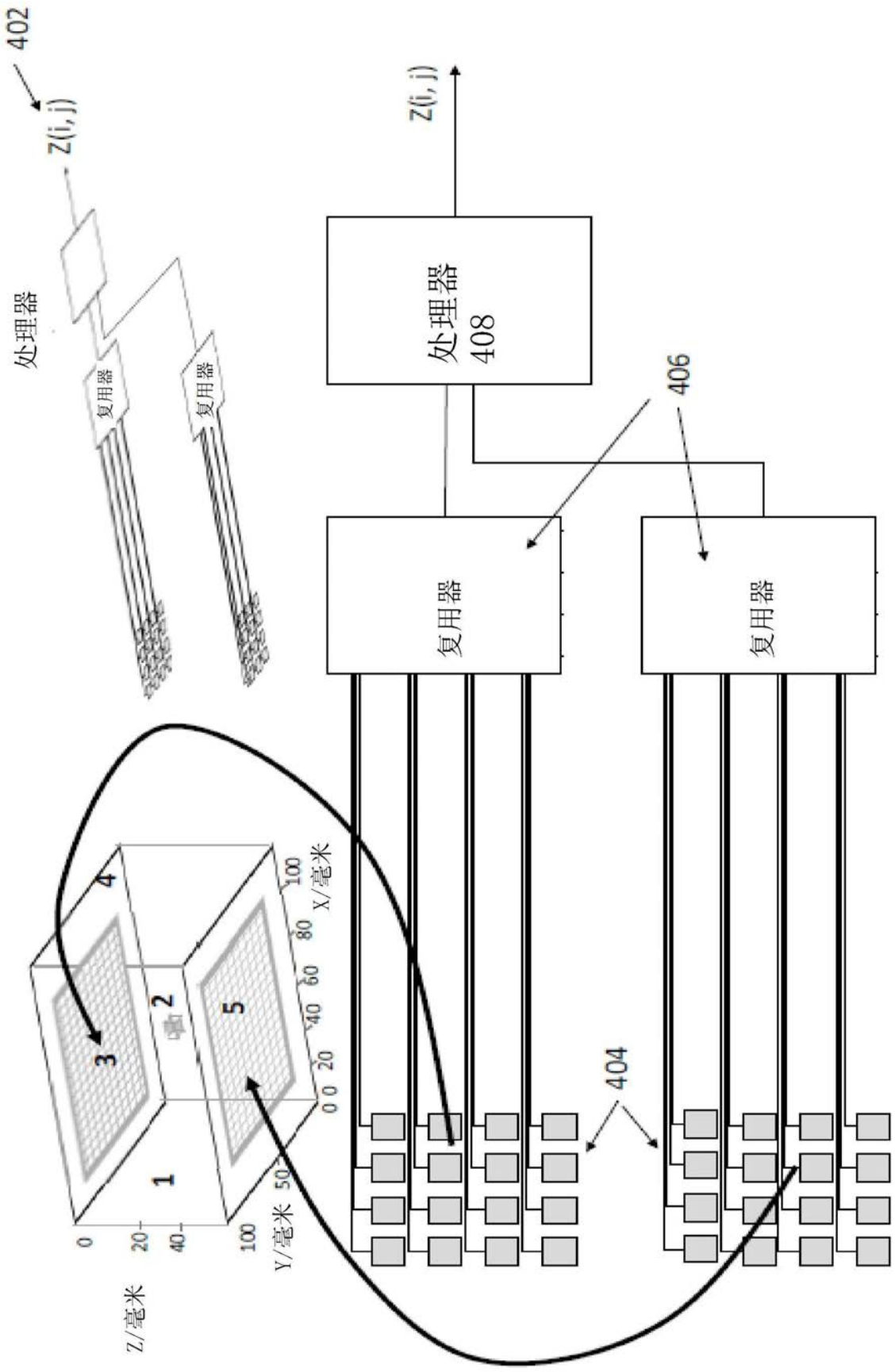


图4

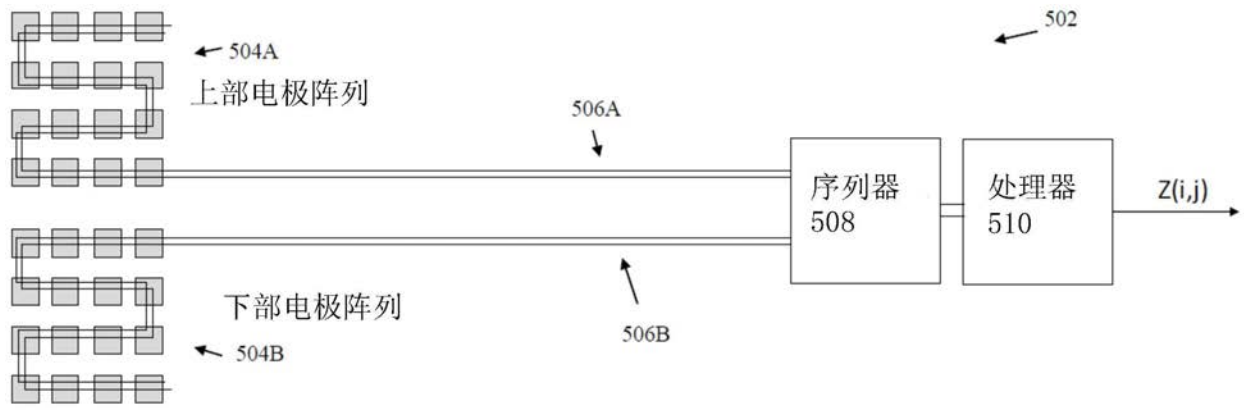


图5

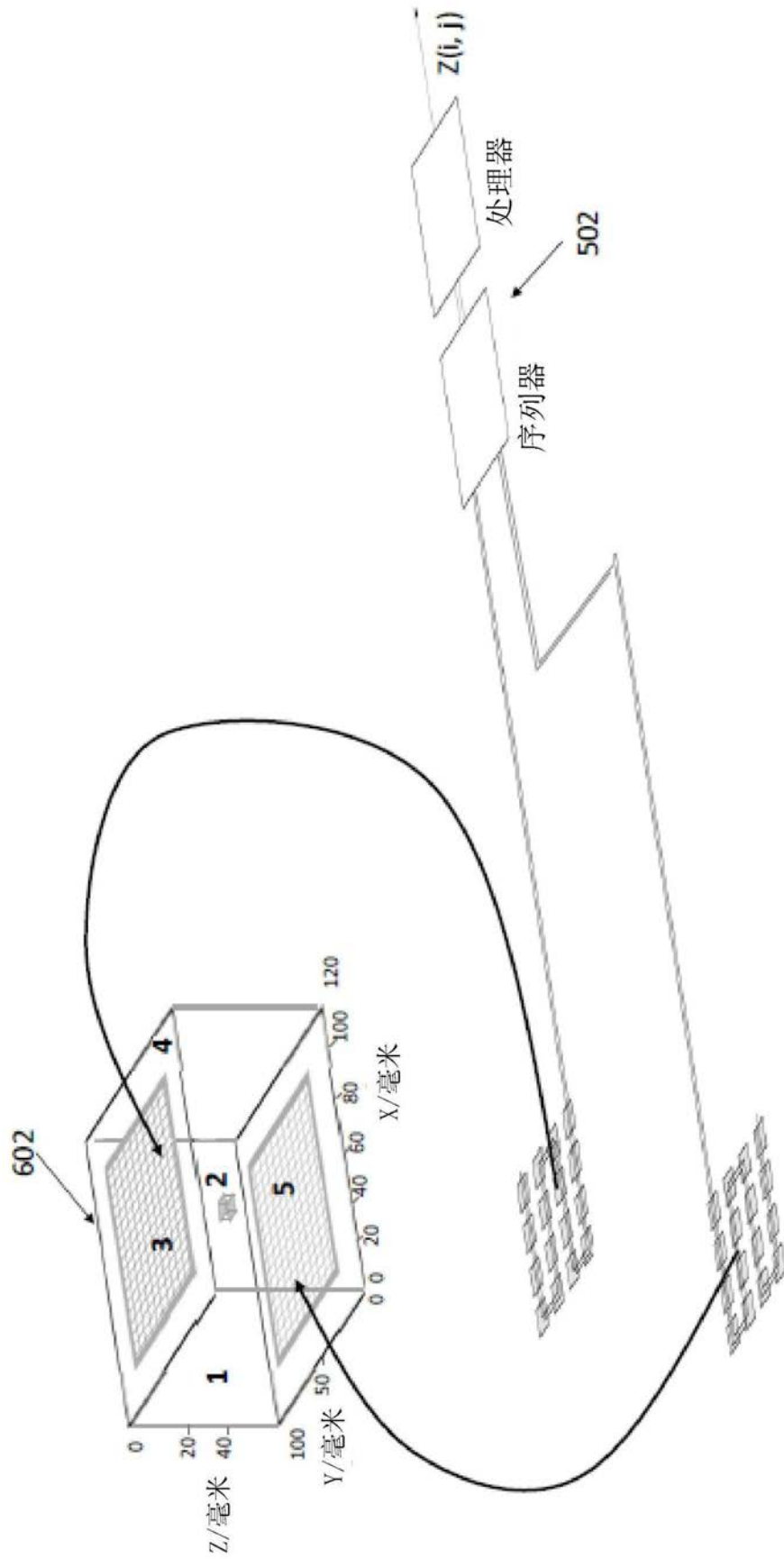


图6

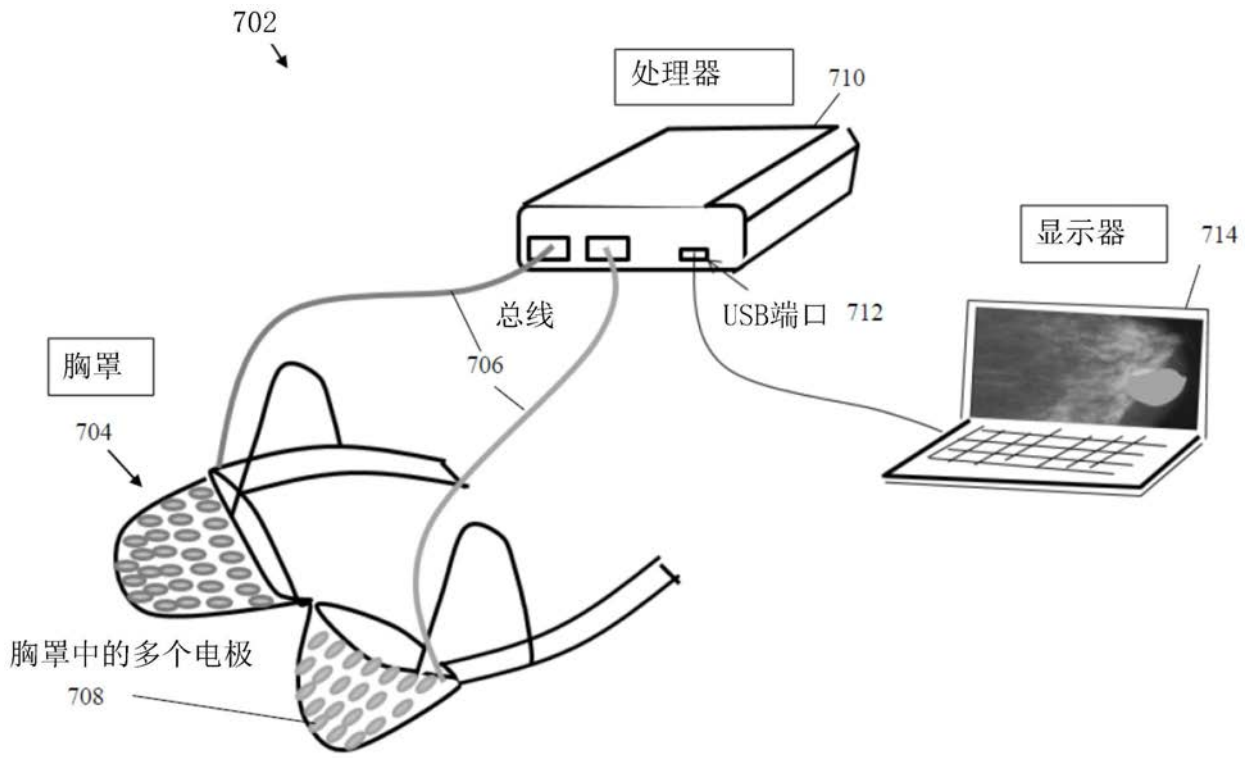


图1胸罩系统(电子胸罩)

图7

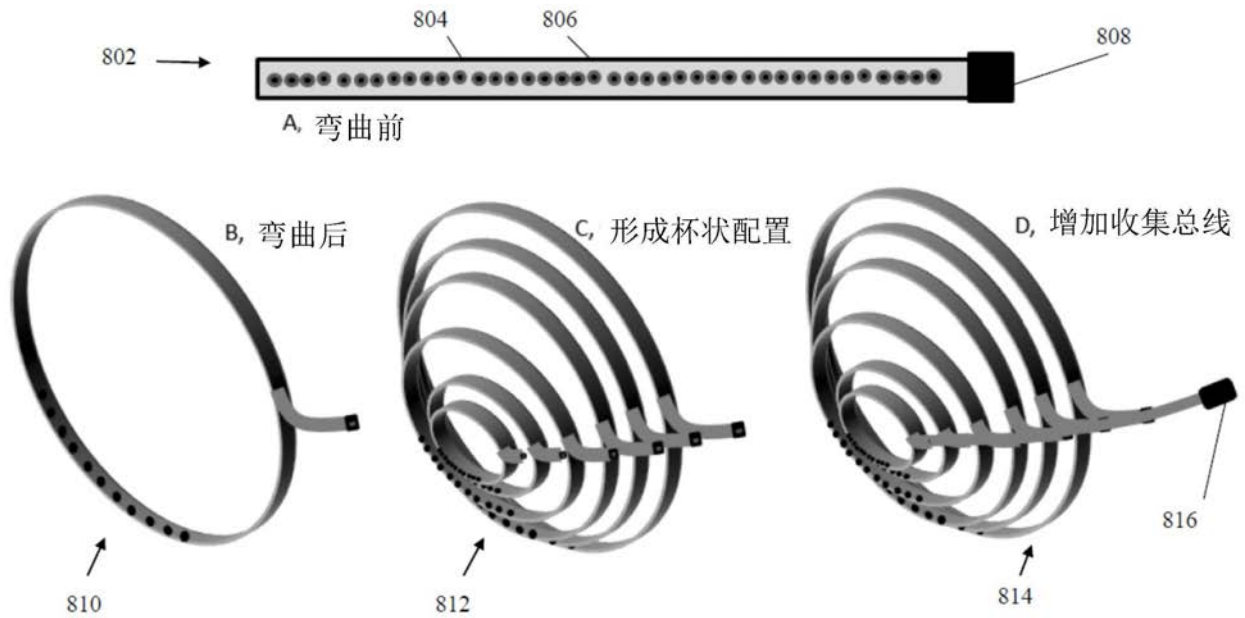


图8

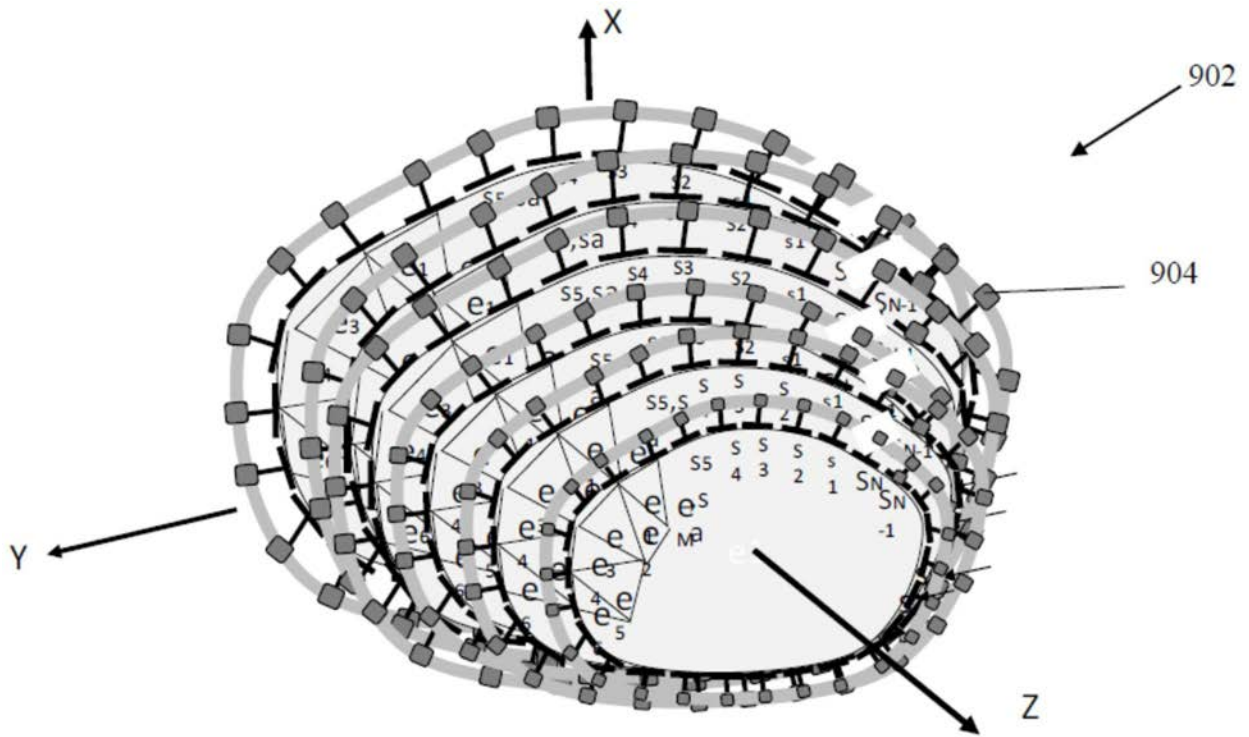


图9

1002

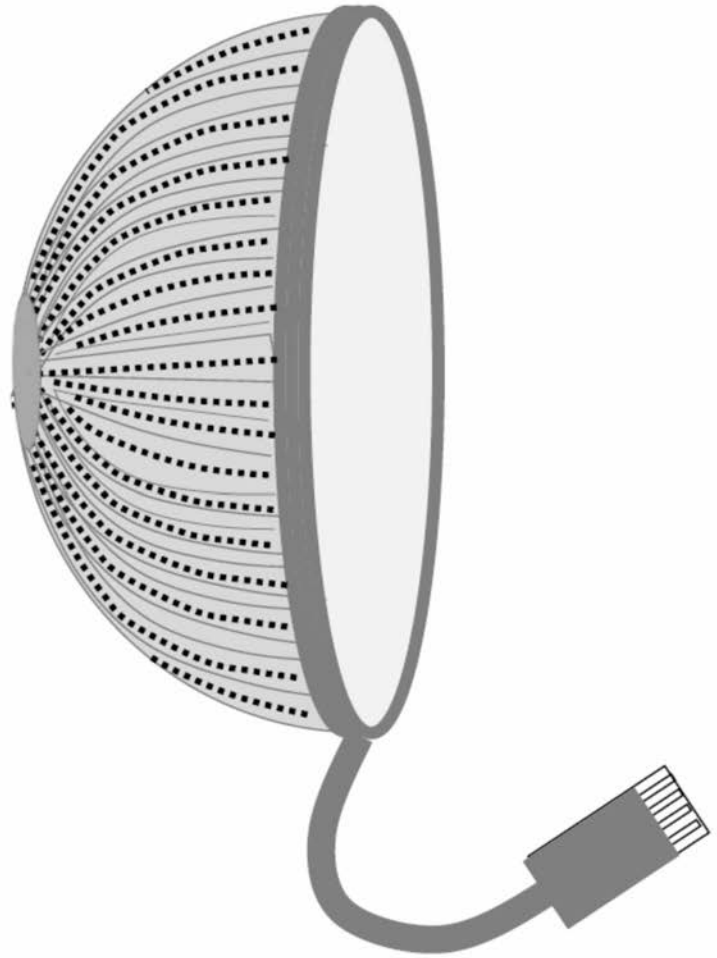


图10

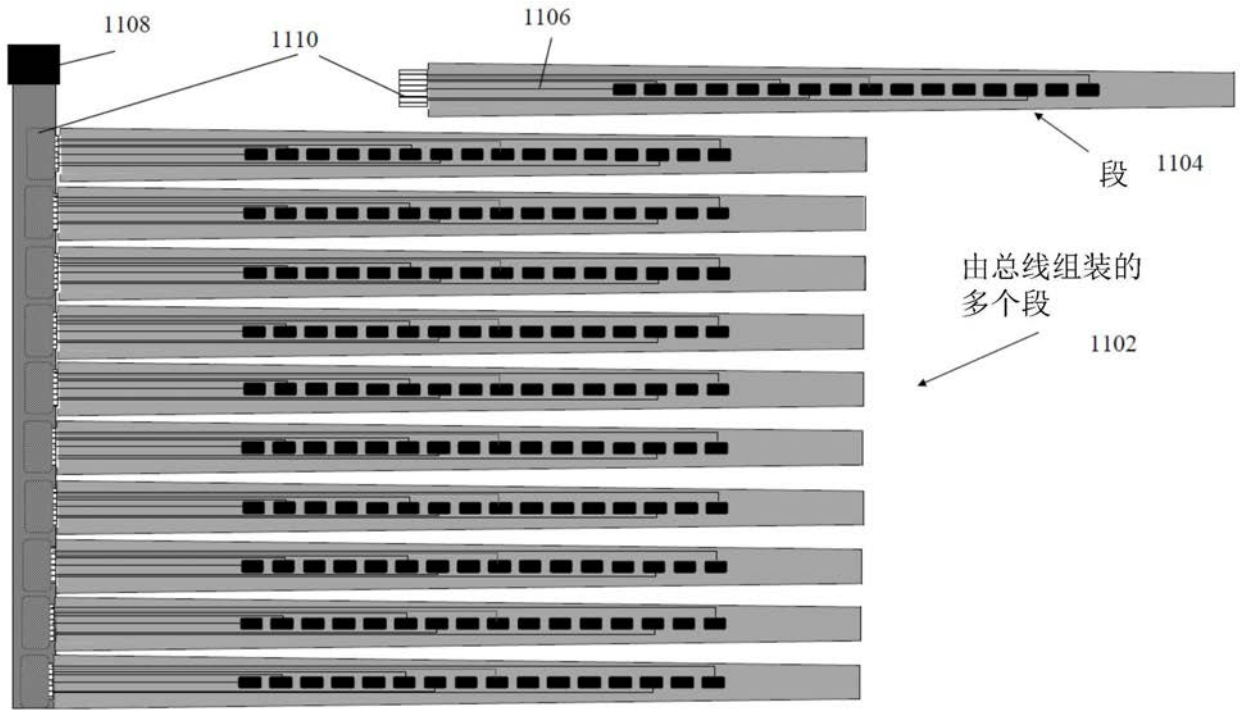


图11

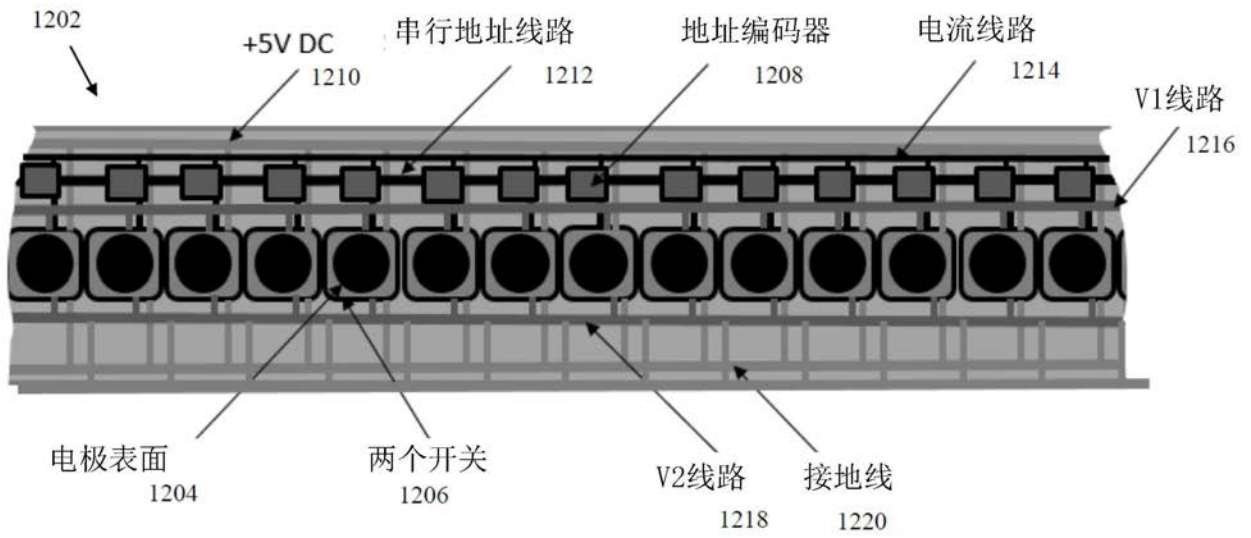


图12

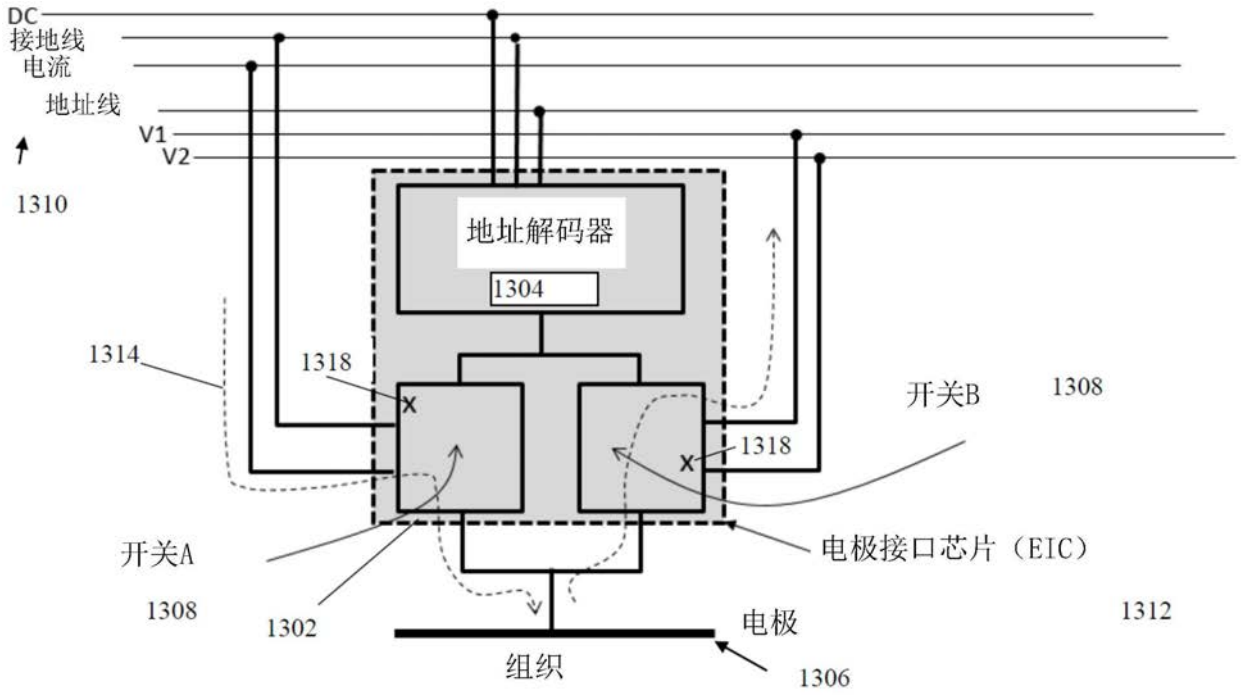


图13

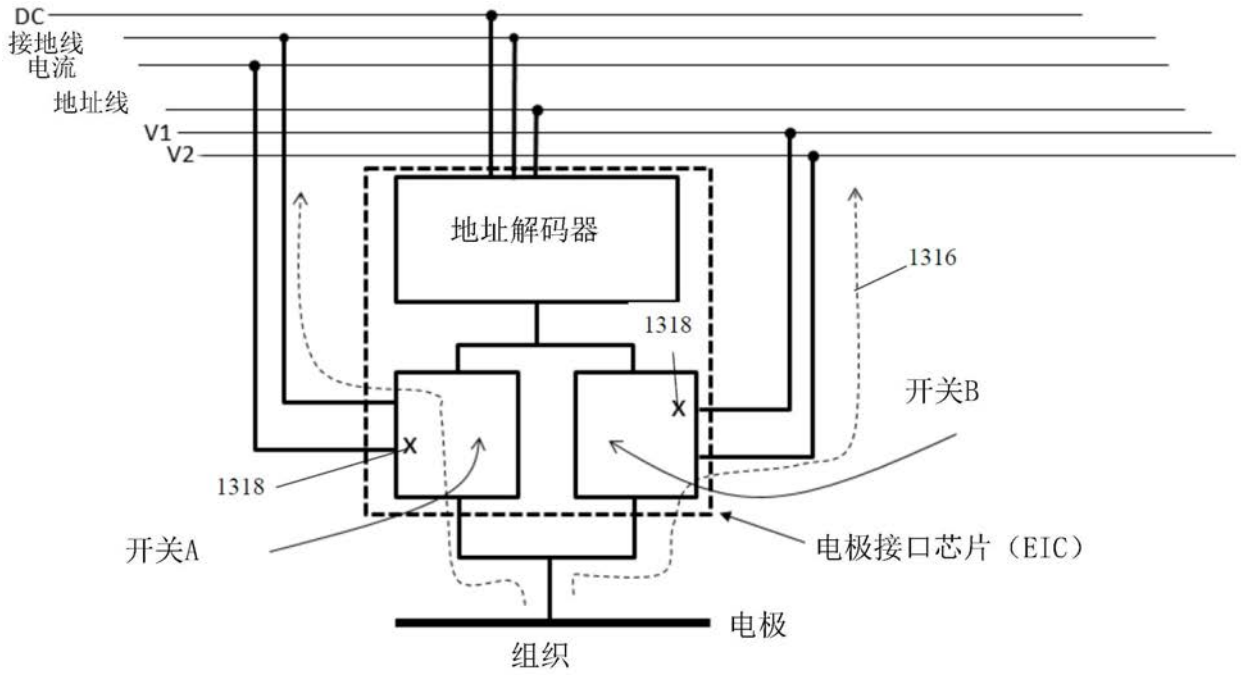


图14

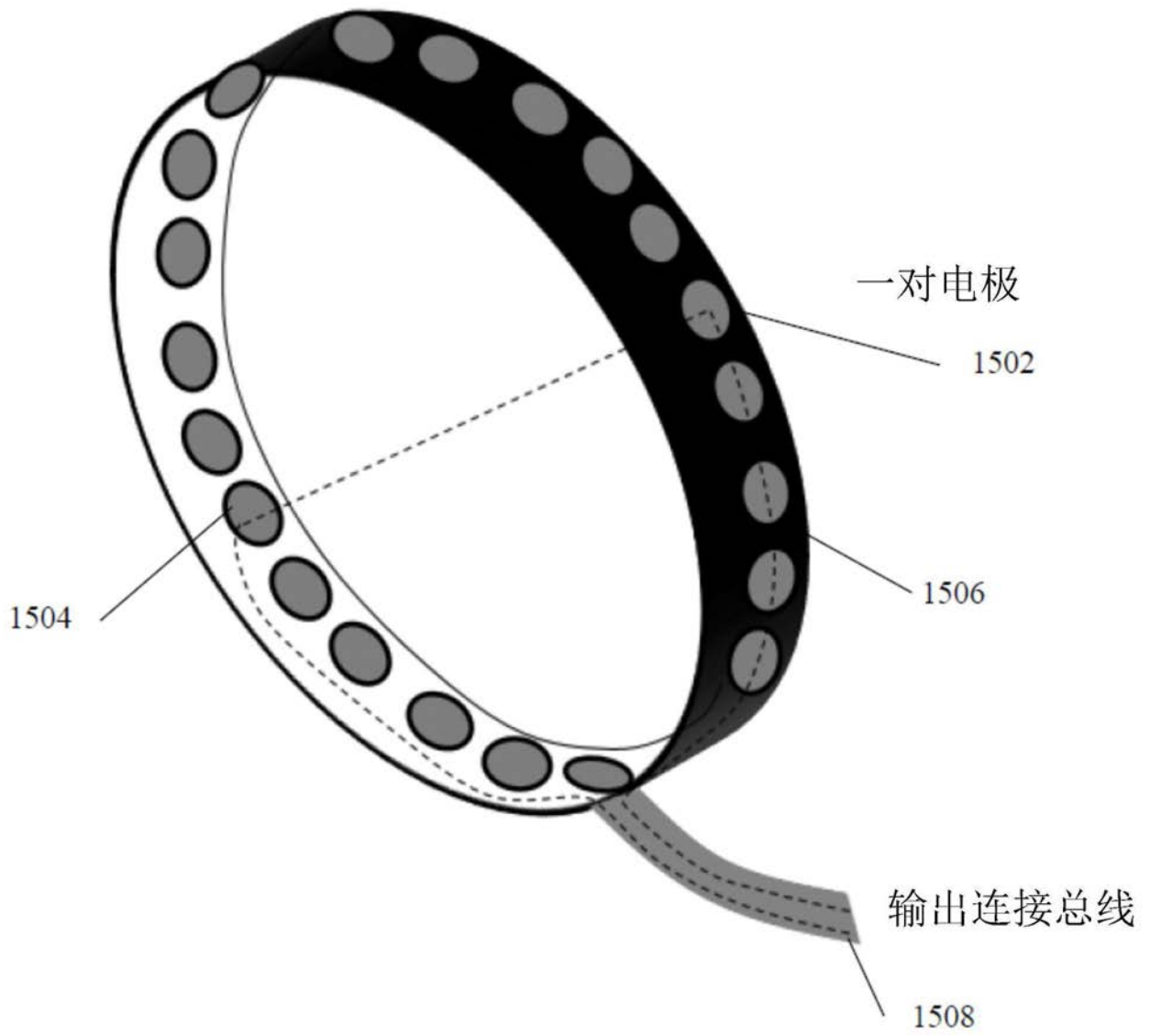


图15

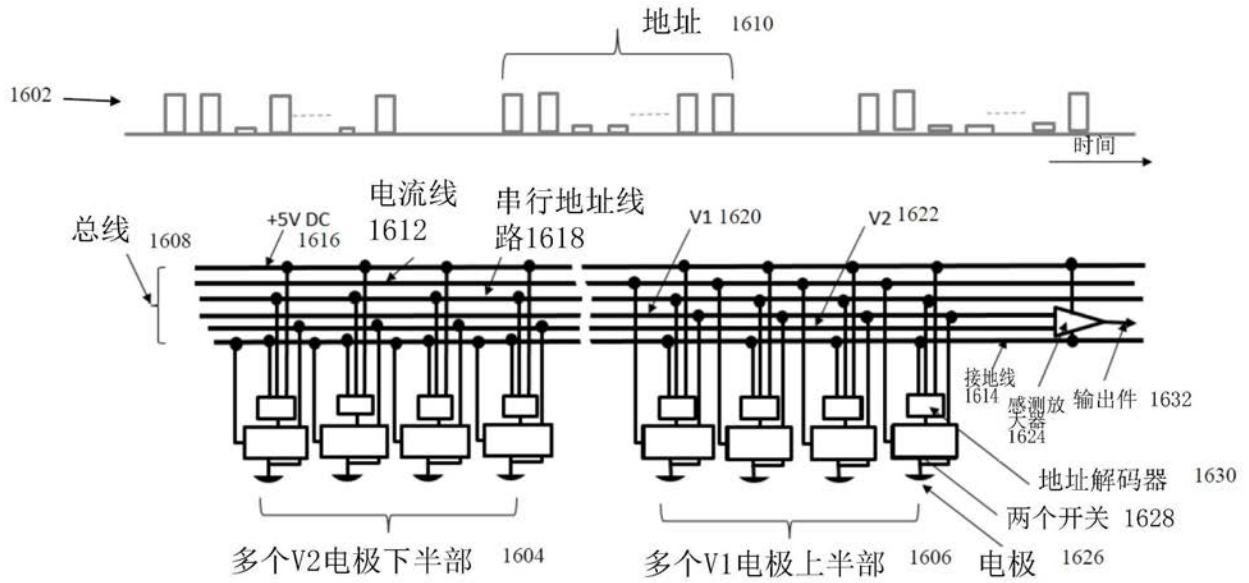


图16

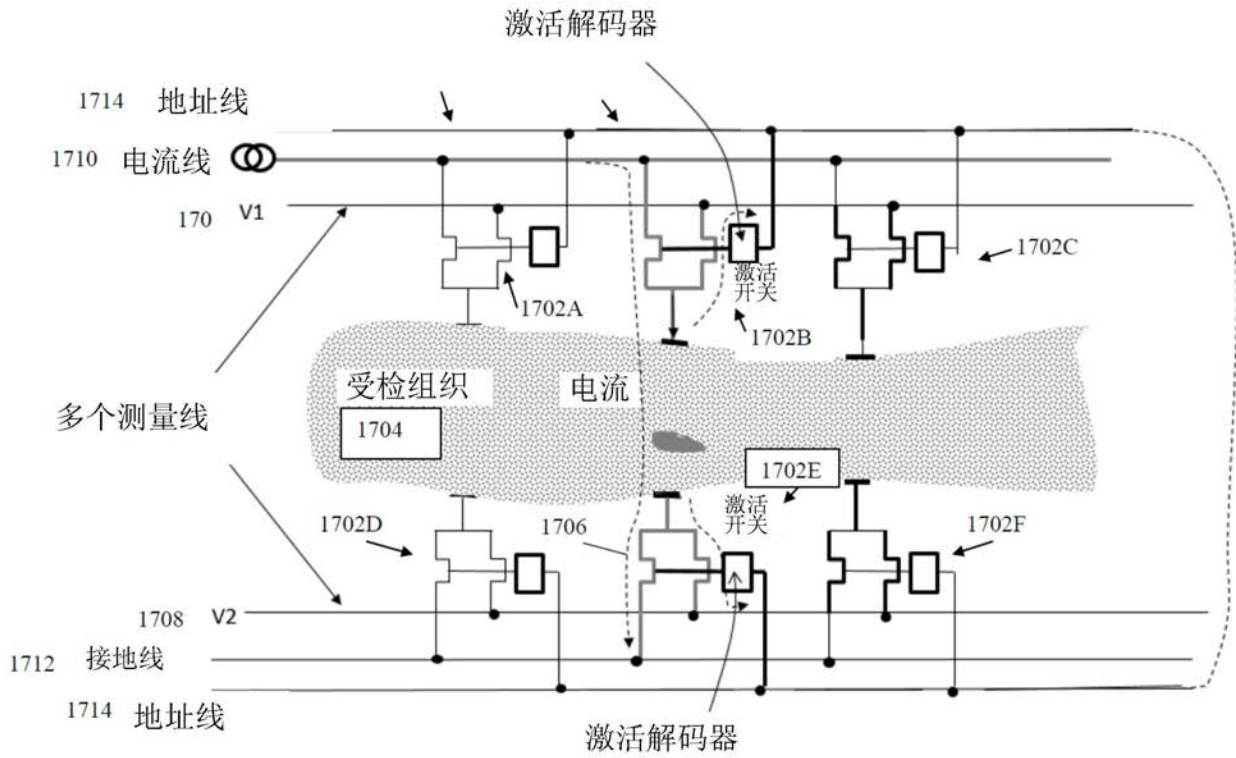


图17

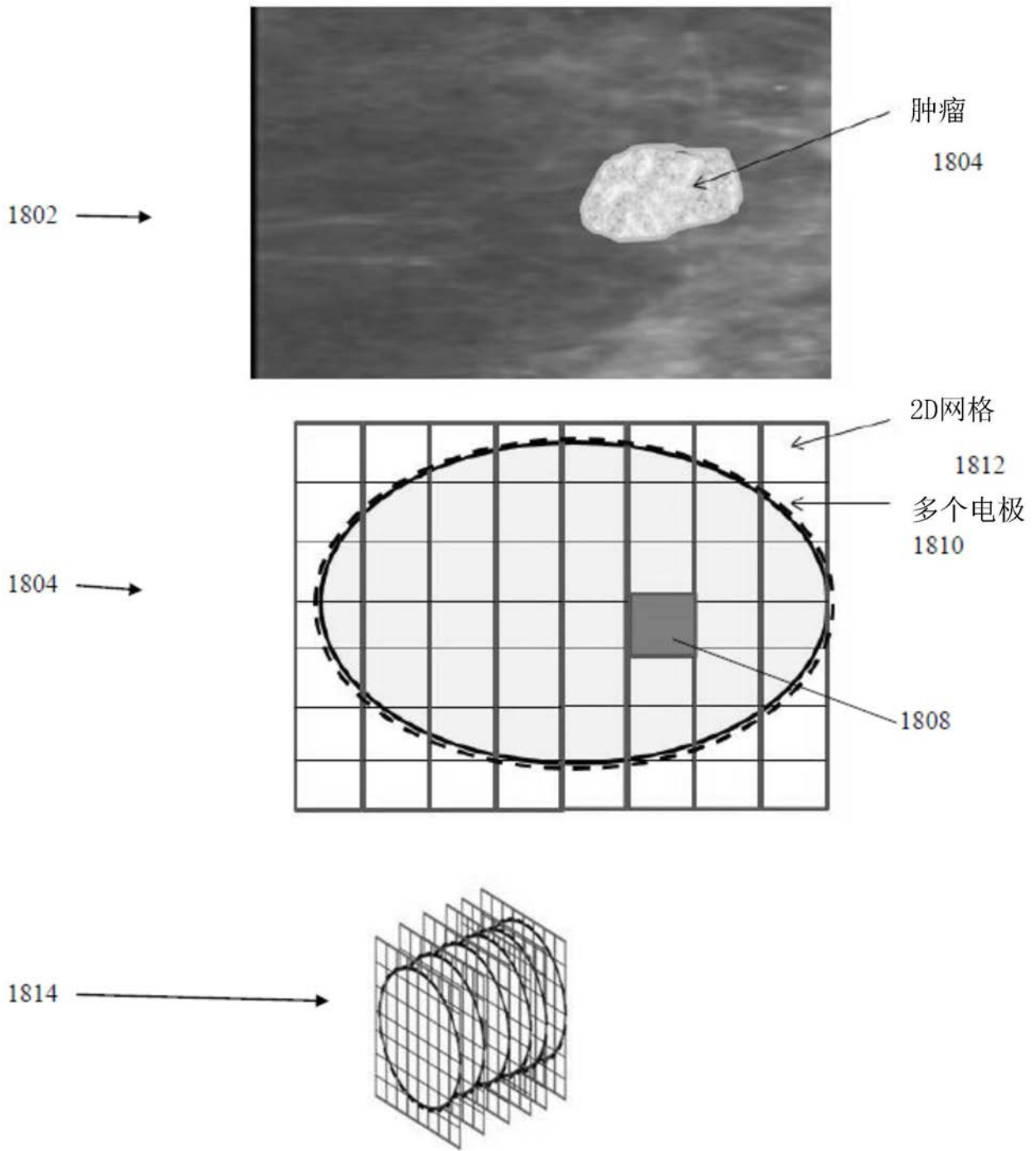


图18

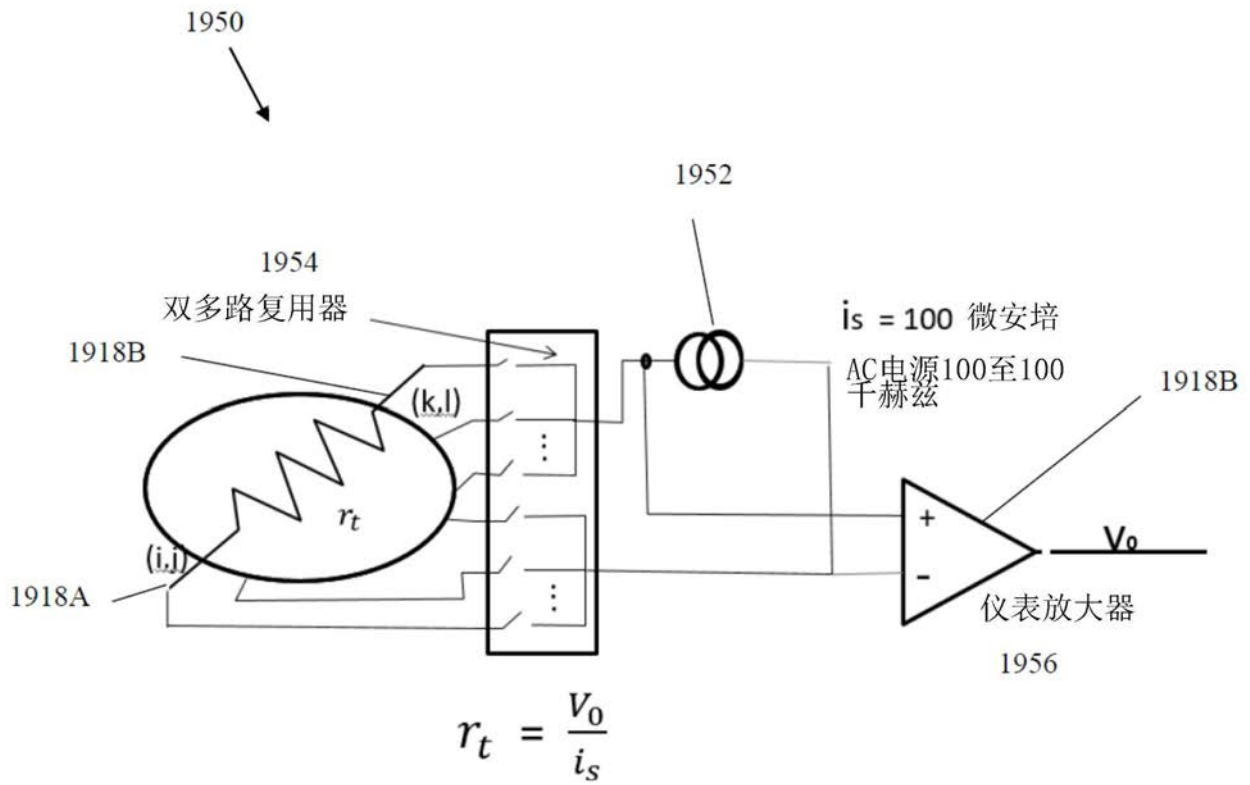


图19

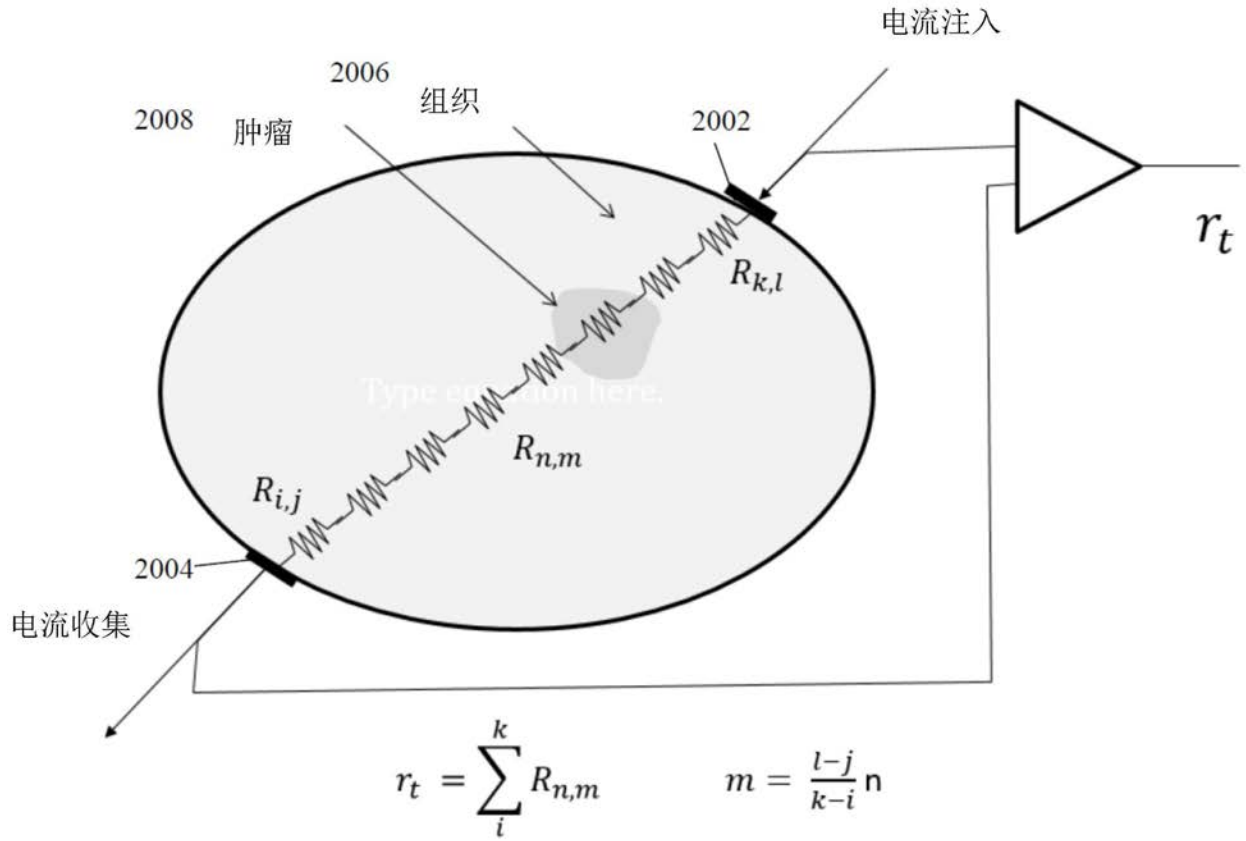
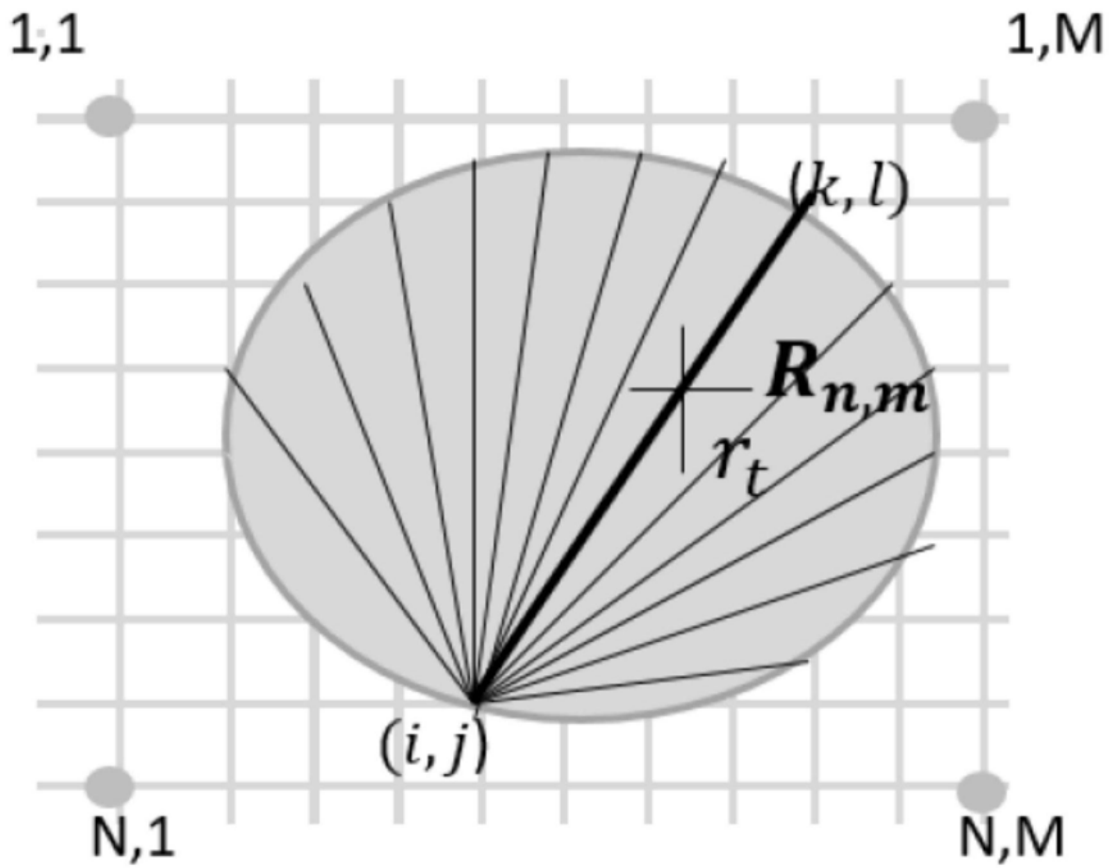


图20



测量值 t' s从1到t的 r_t 生成一个向量:

$$r = [r_1, r_2, \dots, r_t, \dots, r_T]$$

$$r_t = \sum_i^k R_{n,m} \quad m = \frac{l-j}{k-i} n$$

图21

向量的一矩阵表示可以表示为:

$$R = [R_{1,1} \dots R_{1,M}, R_{2,1} \dots R_{2,1}, \dots R_{2,M}, \dots R_{N,1} \dots R_{N,M}]$$

$$\begin{bmatrix} r_1 \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \\ r_t \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 1 & 0 & 1 & 1 & 0 \\ \vdots & & \vdots & & & & \vdots \\ \vdots & & \vdots & \mathbf{A} & & & \vdots \\ \vdots & & \vdots & & & & \vdots \\ \vdots & & \vdots & & & & \vdots \\ \vdots & & \vdots & & & & \vdots \\ 1 & 1 & 0 & 1 & 1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R_{1,1} \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \\ R_{N,M} \end{bmatrix}$$

矩阵A是众所周知的基于CT的Radon变换的数字等价物
简言之:

$$r = A R$$

图22

R的解向量重新排列为一阻抗矩阵

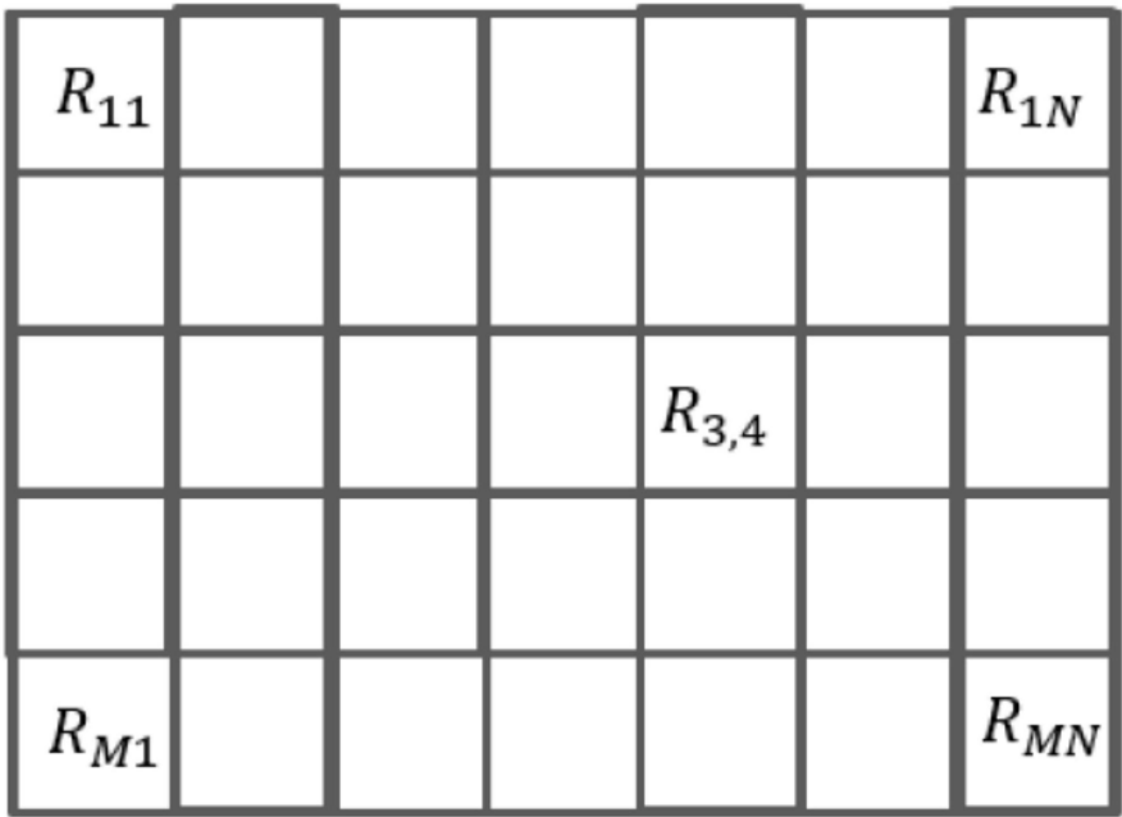


图23

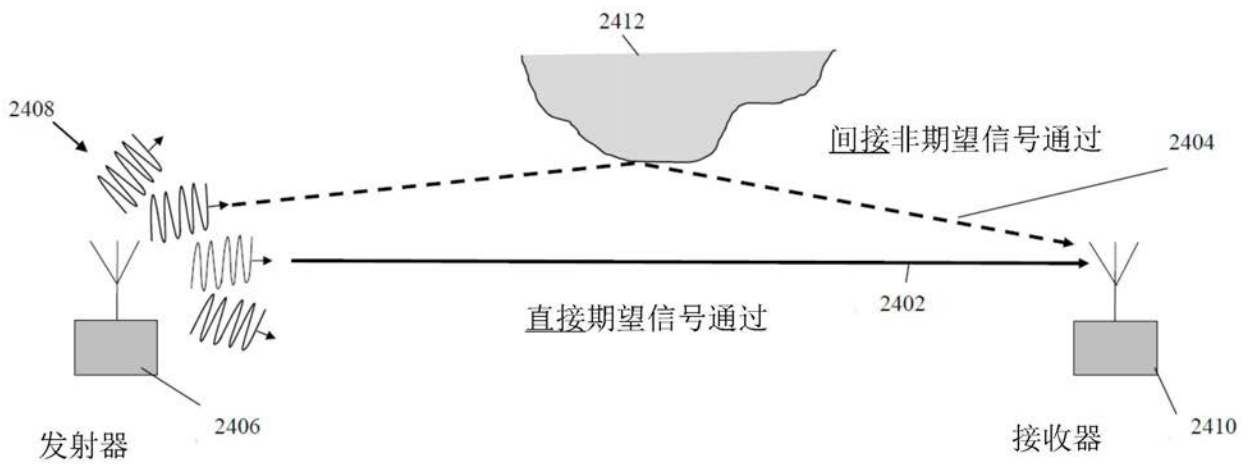


图24

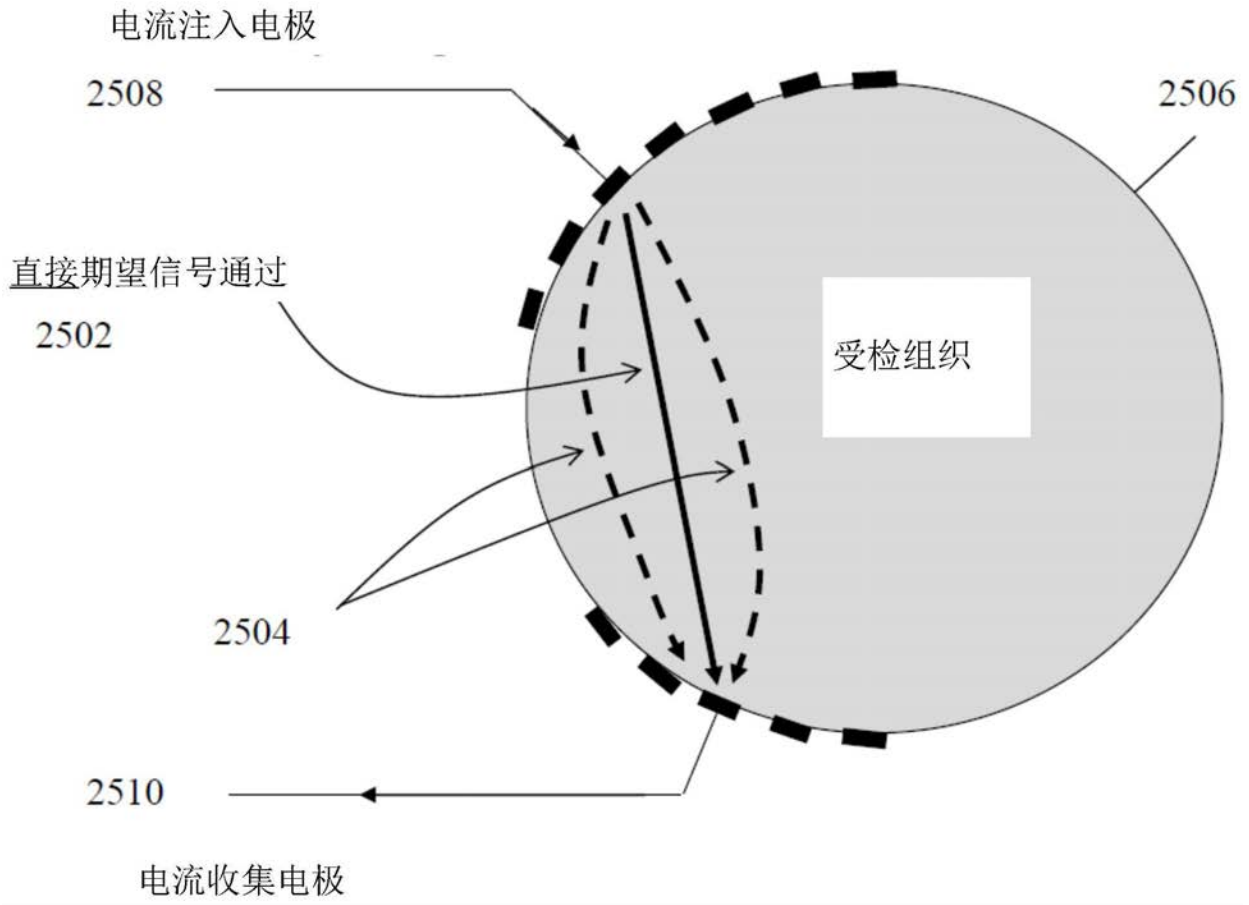


图25

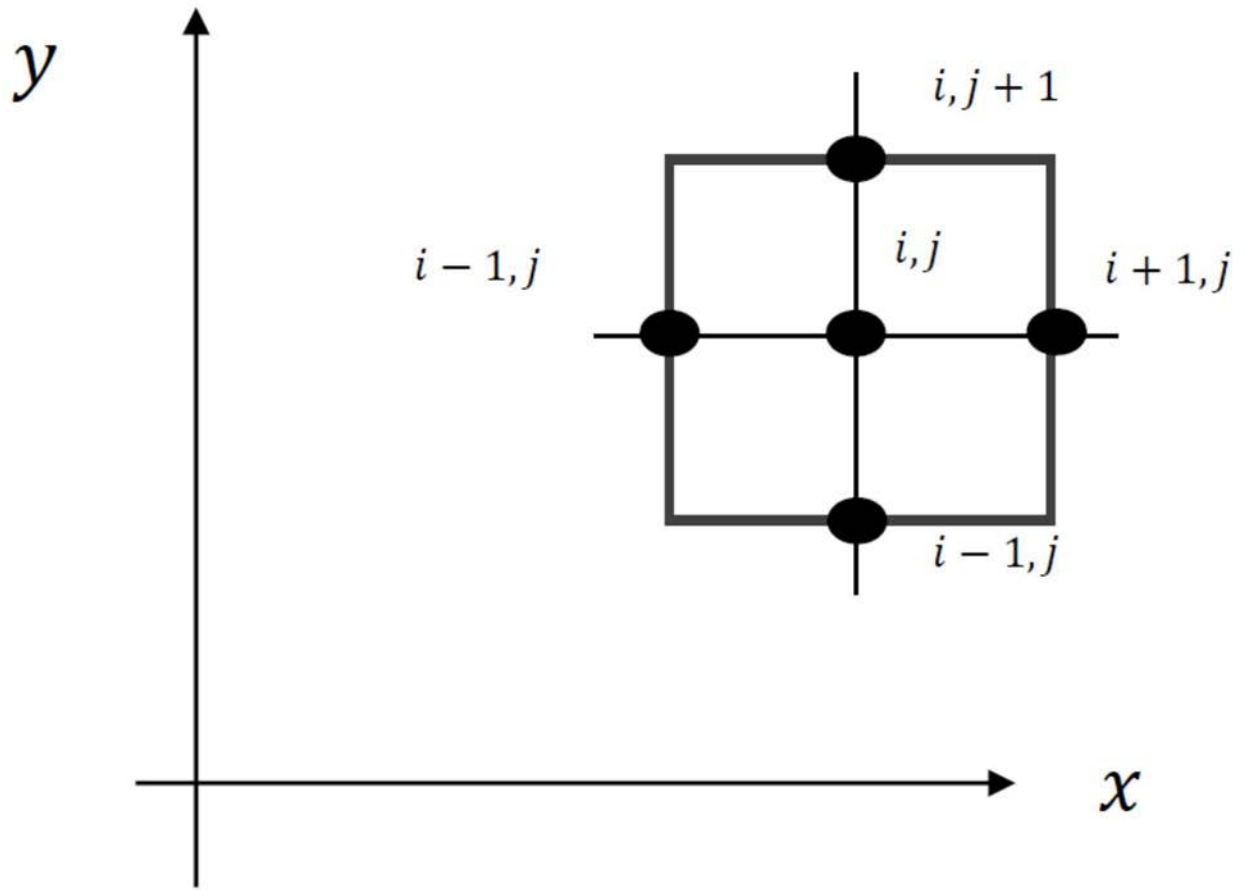


图26

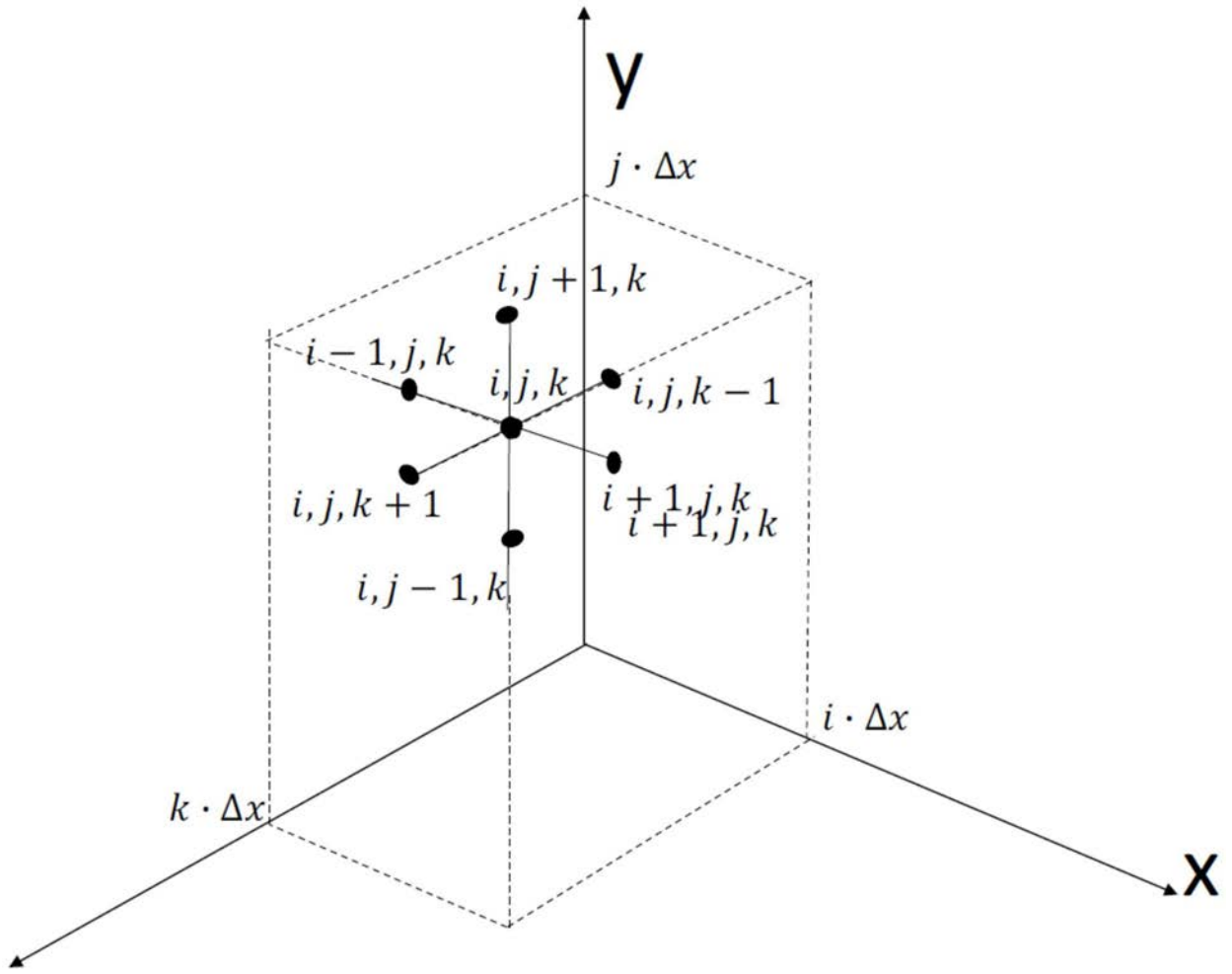


图27

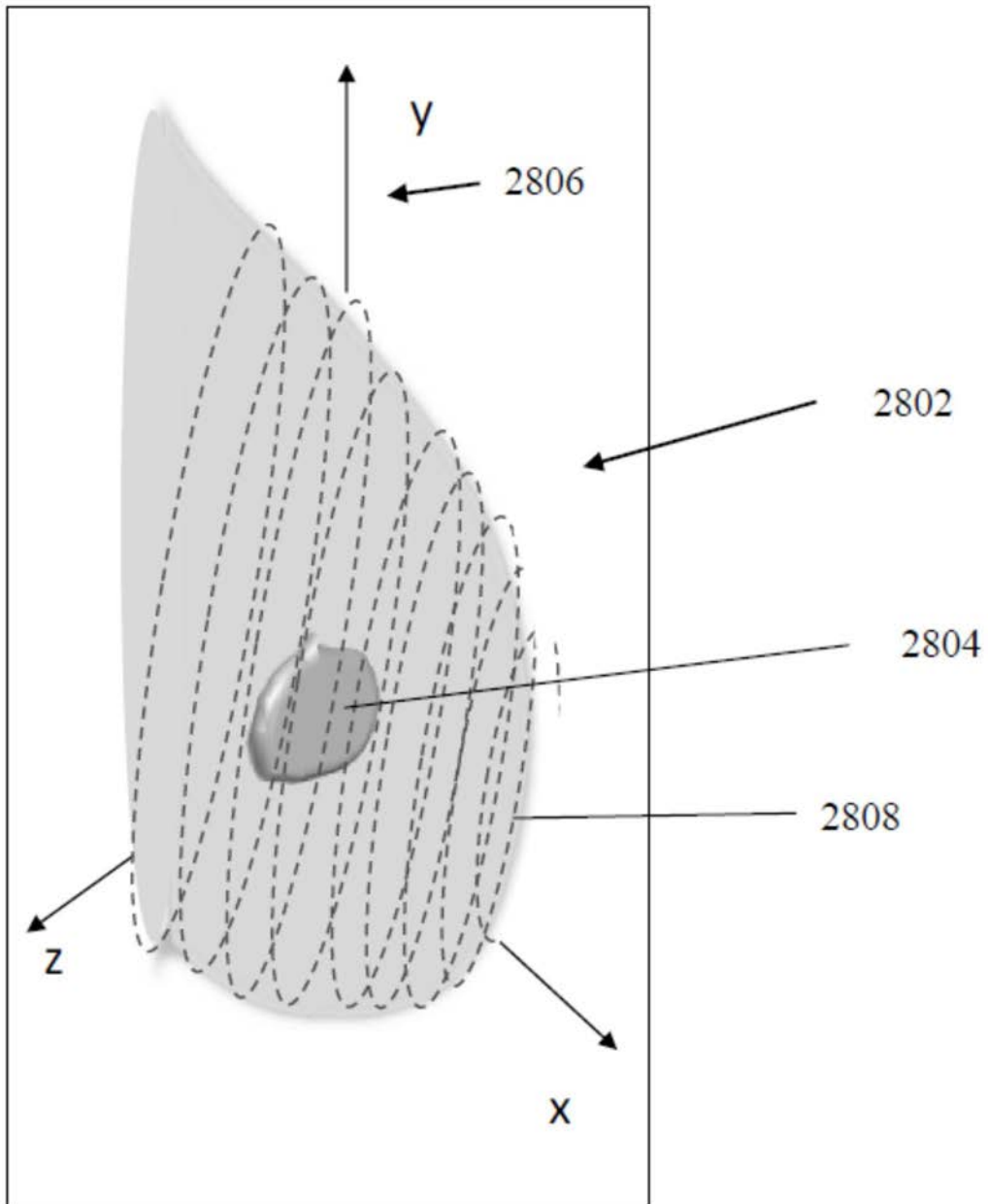


图28

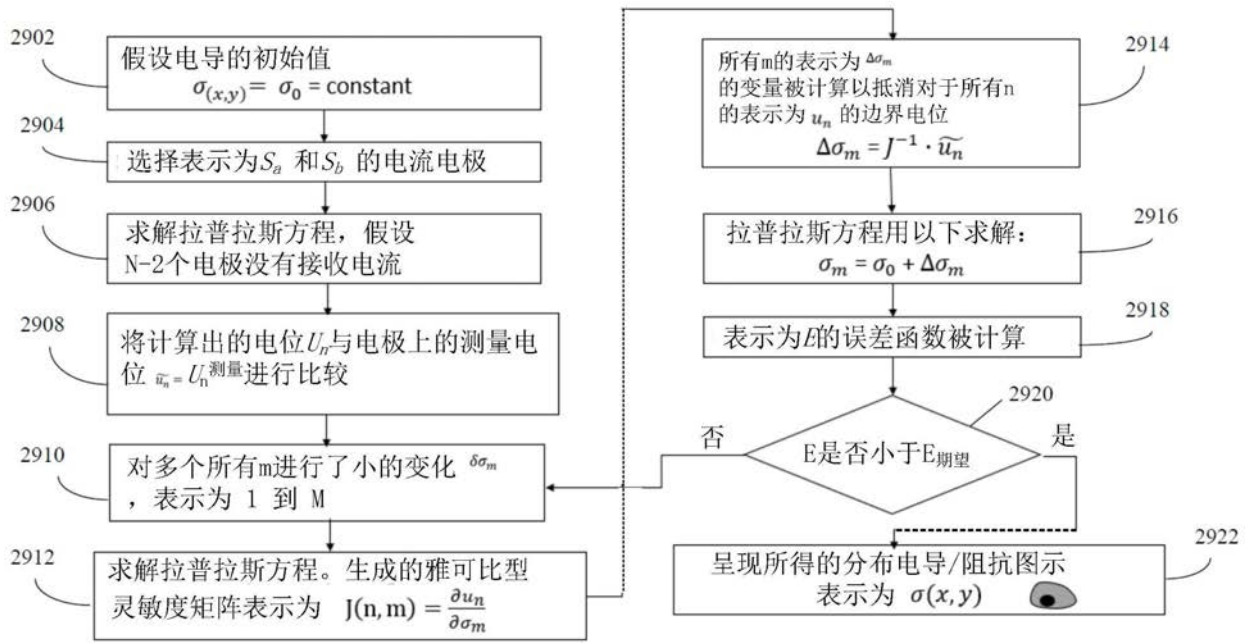


图29

有限元分析：

选择器开关 线束电缆

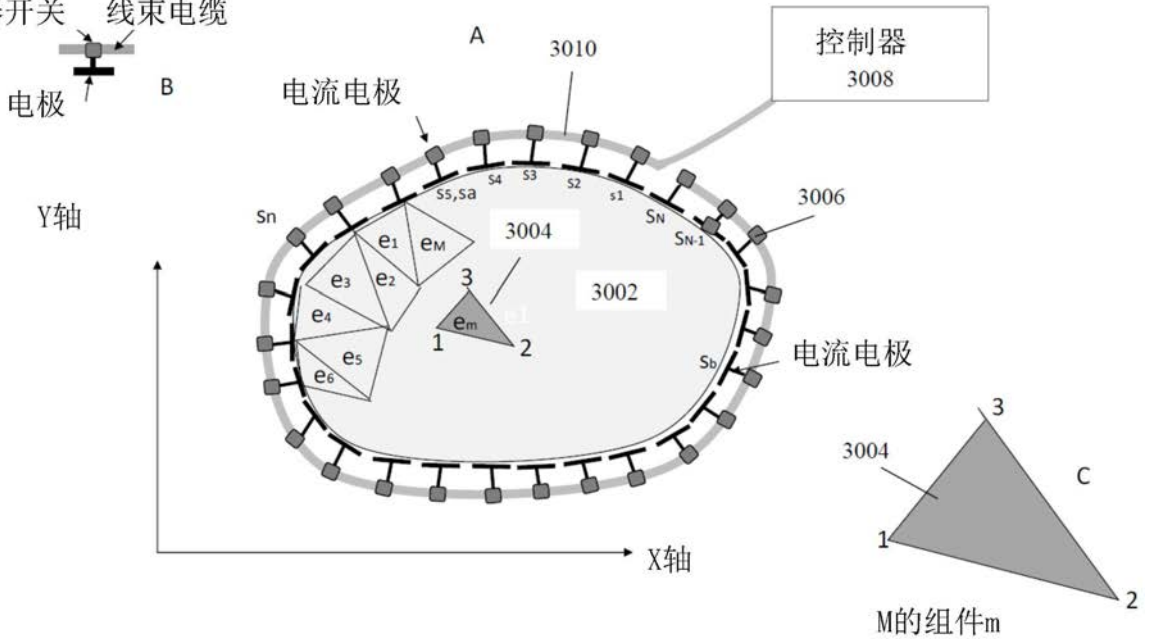


图30

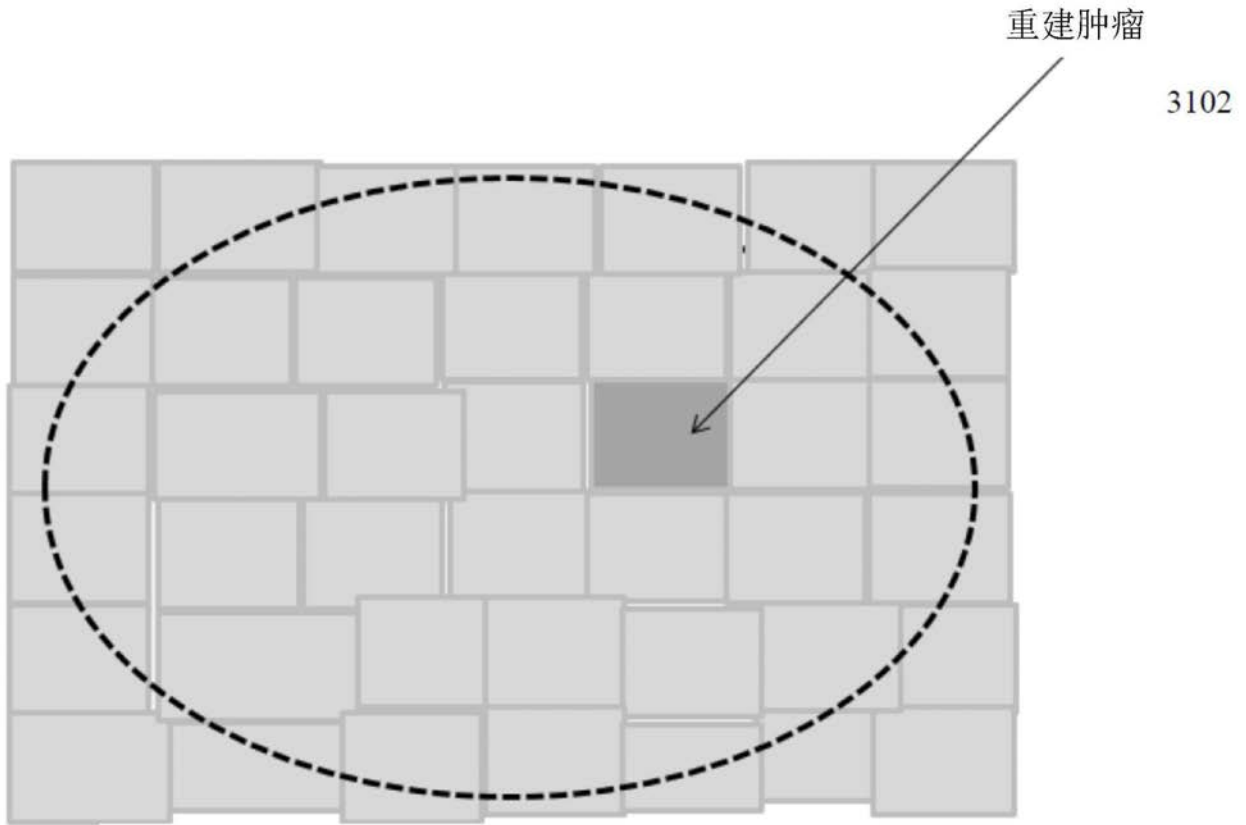


图31

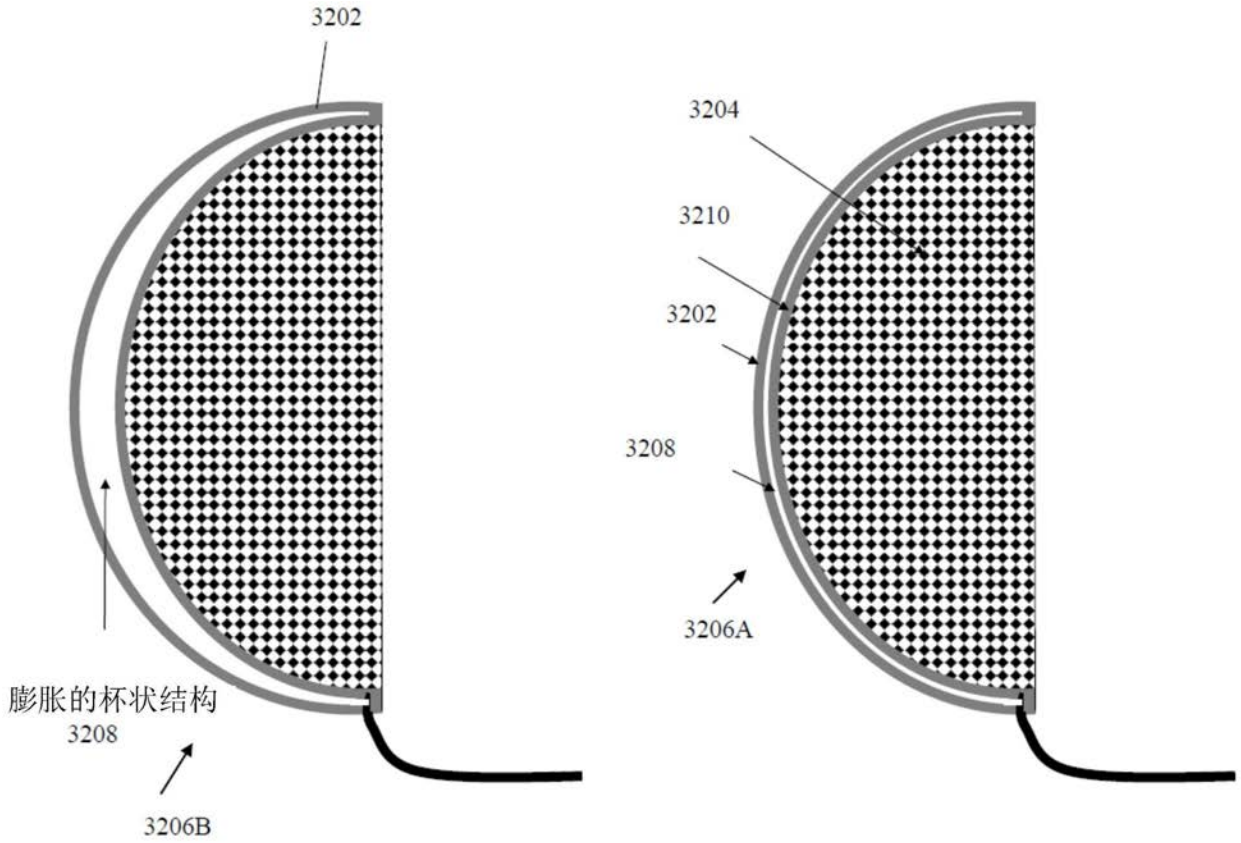


图32

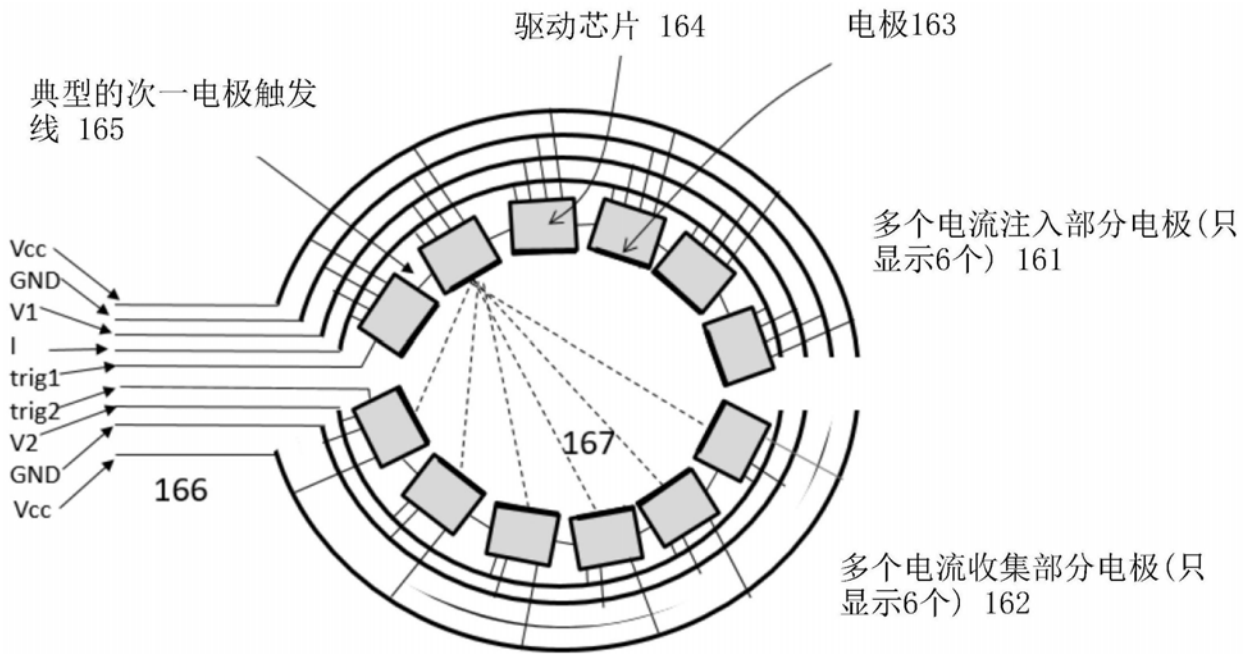


图33

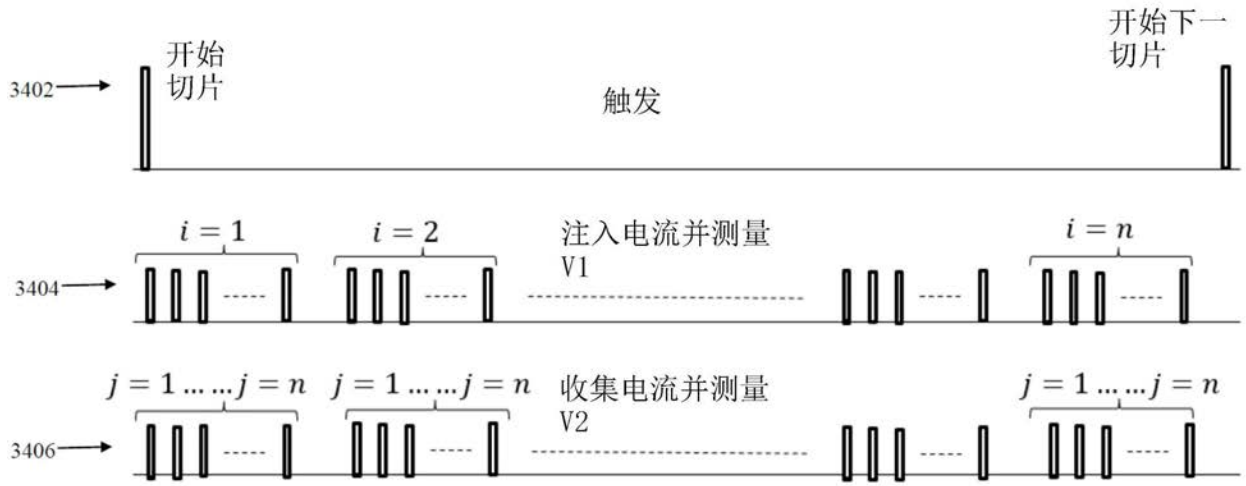


图34

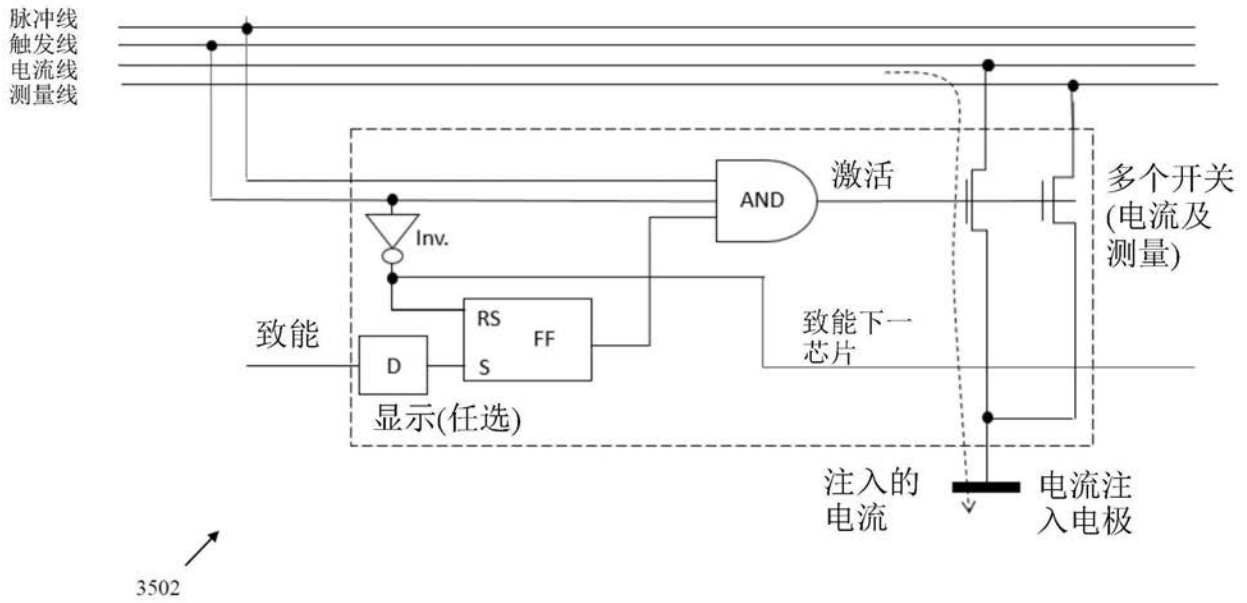


图35A

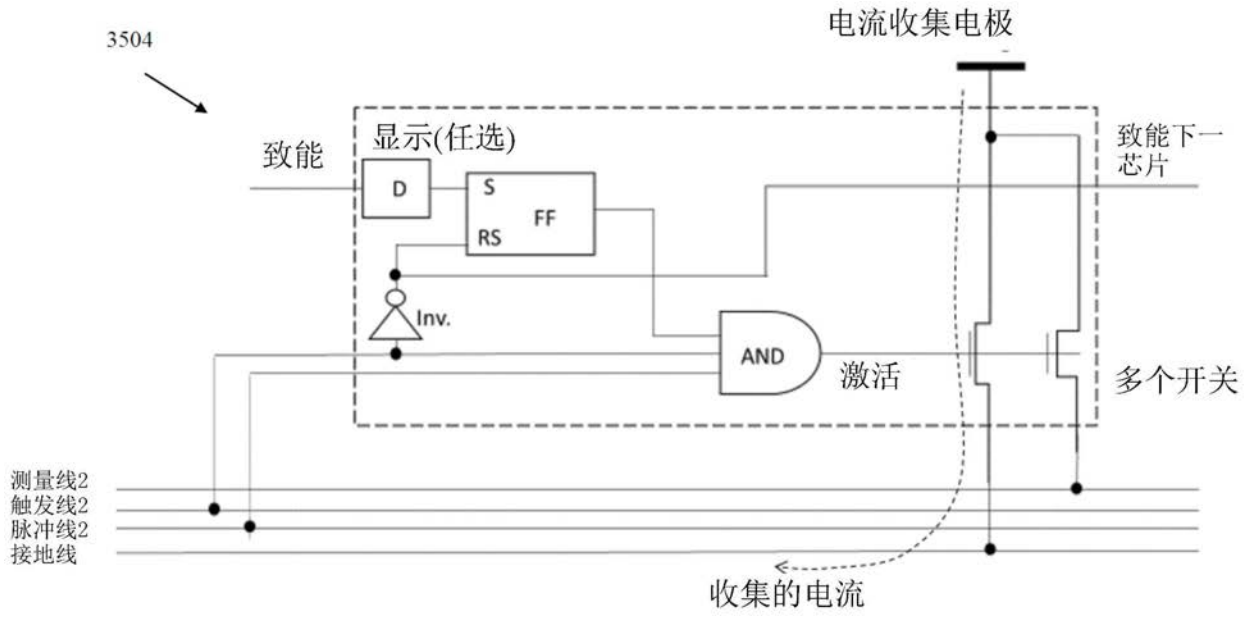


图35B

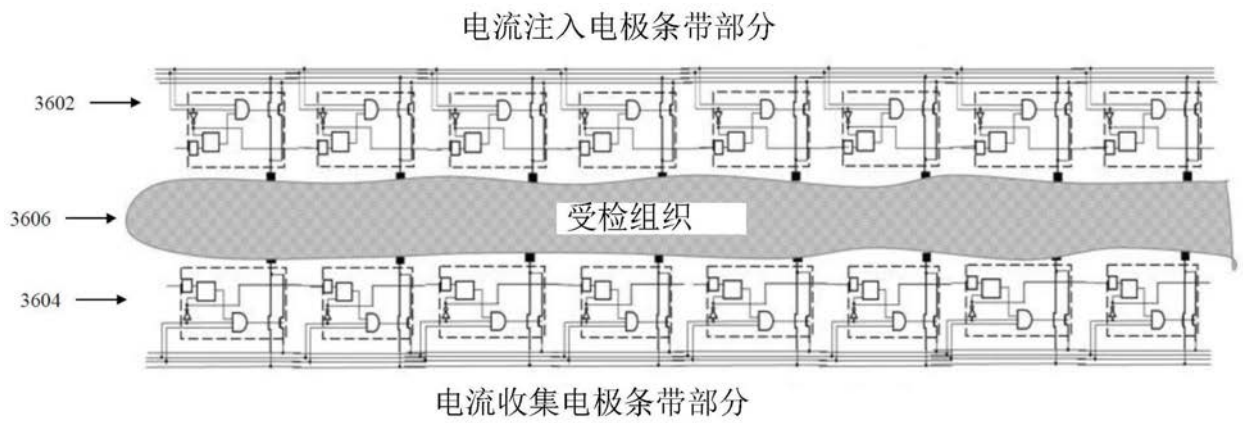


图36

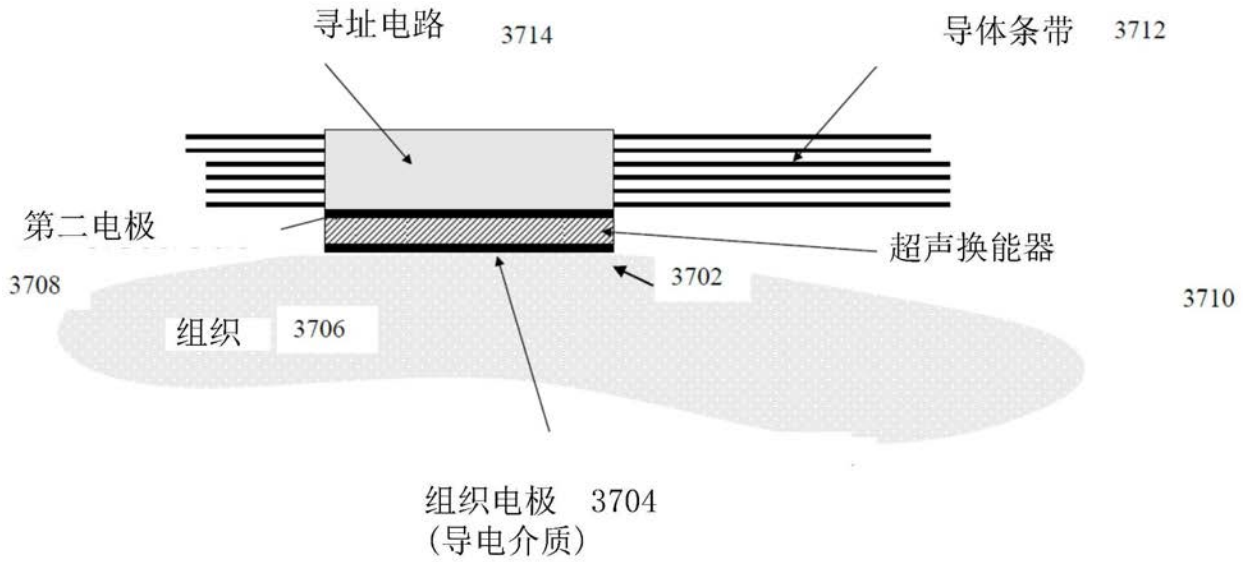


图37

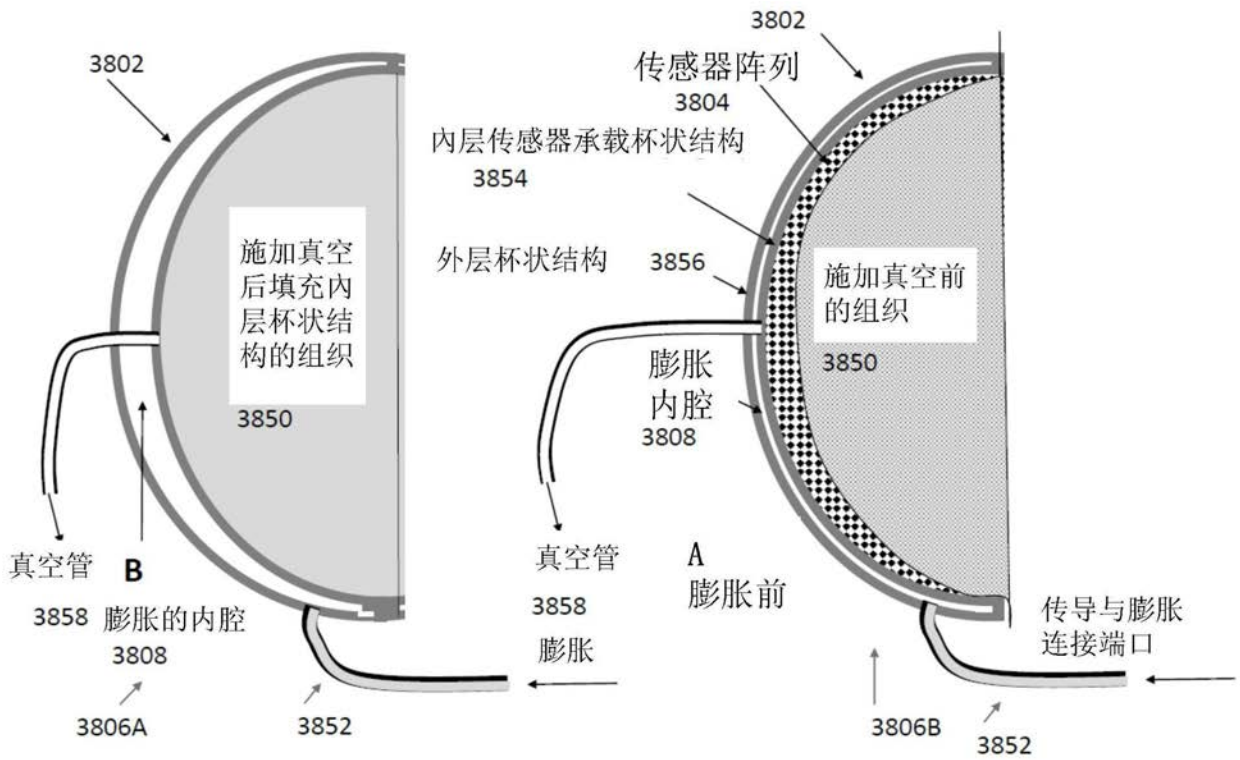


图38

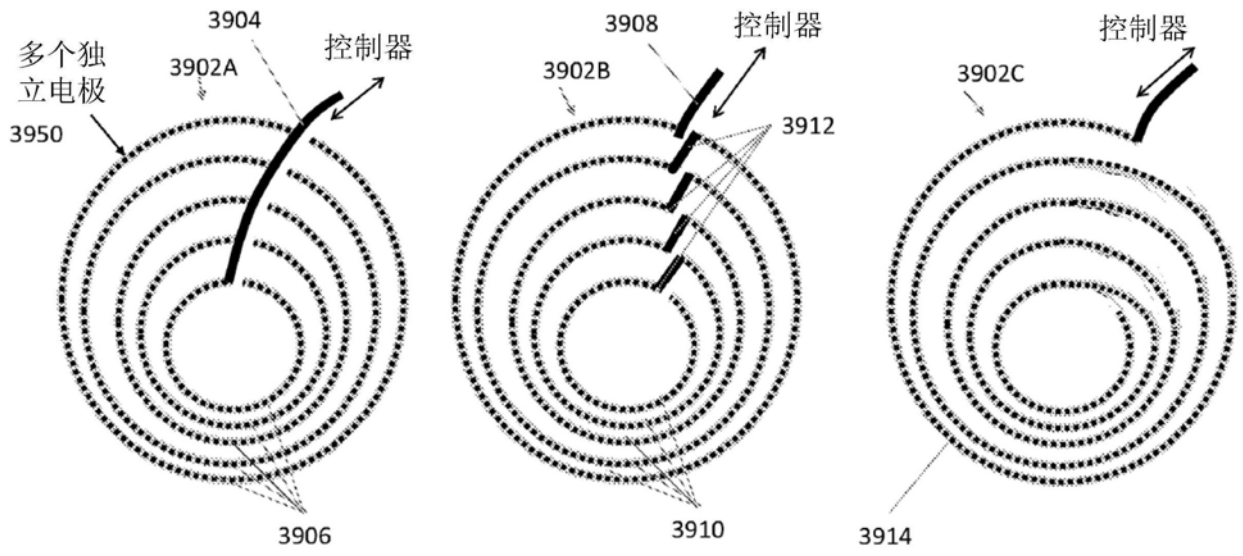


图39

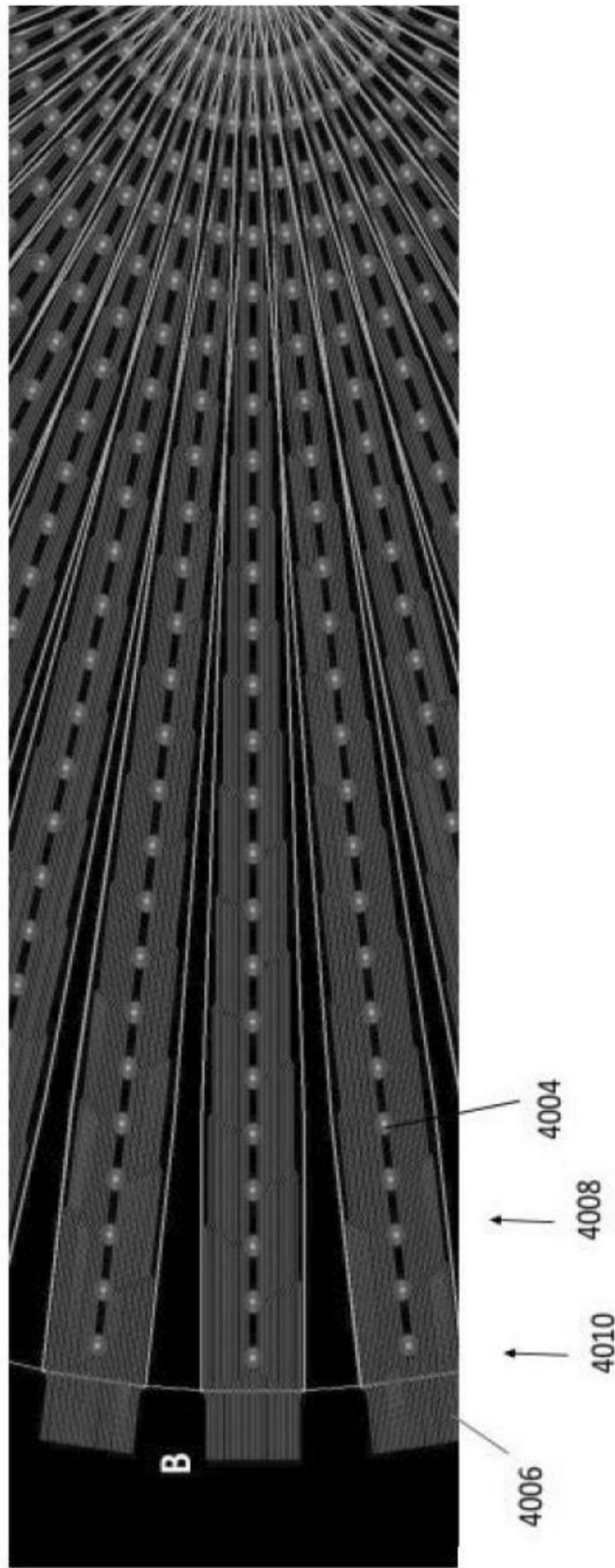


图40