



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103347465 B

(45) 授权公告日 2016. 04. 13

(21) 申请号 201280006266. 6

(22) 申请日 2012. 01. 23

(30) 优先权数据

13/012,639 2011. 01. 24 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 07. 23

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2012/000086 2012. 01. 23

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/101494 EN 2012. 08. 02

(73) 专利权人 耳蜗有限公司

地址 澳大利亚新南威尔士

(72) 发明人 B·范迪克

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 王茂华

(51) Int. Cl.

A61F 2/76(2006. 01)

A61F 2/18(2006. 01)

A61B 5/04(2006. 01)

权利要求书3页 说明书14页 附图7页

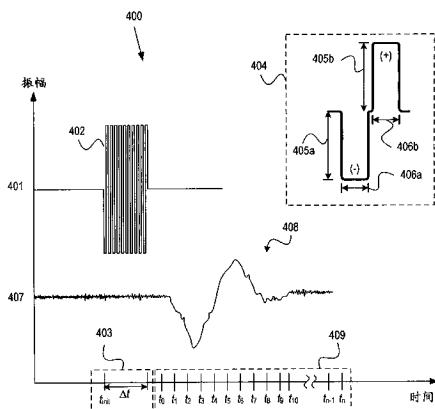
(54) 发明名称

用于检测使用植入假体的神经刺激的系统和方法

(57) 摘要

本申请公开了用于检测使用植入物的非听觉神经刺激的系统和方法，该植入物具有被配置为电刺激植入物接受者的目标神经的多个电极。一个实施例包括使用植入物的第一组电极生成电刺激信号，使用植入物的第二组电极测量对电刺激信号的响应，并且基于测量的响应确定电刺激信号是否刺激了植入物接受者的至少一个非目标神经。

CN 103347465 B



1. 一种用于检测神经刺激的方法,包括:

使用包括多个电极的耳蜗植入物的第一组电极生成电信号,其中所述多个电极的至少一部分定位于接受者内以刺激所述接受者的目标神经;

使用所述耳蜗植入物的第二组电极测量对所述电信号的响应;并且

基于所测量的响应,确定所述电信号是否直接地和电学上刺激了所述接受者的非目标神经。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述第一组电极包括两个或更多电极。

3. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述第二组电极包括两个或更多电极。

4. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述多个电极的所述部分被定位于所述接受者的耳蜗内。

5. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述目标神经包括听觉神经。

6. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述耳蜗植入物具有多个配置设置,并且其中所述方法进一步包括响应于确定所述电信号是否直接地和电学上刺激了至少一个非目标神经而改变所述耳蜗植入物的一个或更多配置设置。

7. 根据权利要求 1 所述的方法,进一步包括将所测量的响应发送到被配置为确定所述电信号是否直接地和电学上刺激了至少一个非目标神经的计算设备。

8. 根据权利要求 7 所述的方法,进一步包括响应于确定所述电信号直接地和电学上刺激了至少一个非目标神经而生成提醒。

9. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述耳蜗植入物被配置为确定所述电信号是否直接地和电学上刺激了至少一个非目标神经。

10. 根据权利要求 1 所述的方法,进一步包括响应于确定所述电信号直接地和电学上刺激了至少一个非目标神经而改变所述电信号的振幅、脉宽或脉率中的一个或更多。

11. 根据权利要求 2 所述的方法,其中所述第一组两个或更多电极包括至少一个有效电极和至少一个参考电极,并且其中所述方法进一步包括响应于确定所述电信号直接地和电学上刺激了至少一个非目标神经而将所述有效电极或所述参考电极中的至少一个改变为所述耳蜗植入物的所述多个电极中的不同电极。

12. 根据权利要求 2 所述的方法,其中所述第一组两个或更多电极包括至少一个有效电极和至少一个参考电极,并且其中所述方法进一步包括响应于确定所述电信号直接地和电学上刺激了至少一个非目标神经而禁用所述至少一个有效电极。

13. 根据权利要求 1 所述的方法,其中对所述电信号的所述响应包括使用所述耳蜗植入物的所述第二组电极测量电流、电压、频率或阻抗中的至少一个。

14. 根据权利要求 1 所述的方法,其中确定所述电信号是否刺激了至少一个非目标神经包括使用以软件、硬件、固件或其任意组合实现的识别算法来分析所测量的响应。

15. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述接受者的所述目标神经是所述接受者的听觉神经,并且其中所述接受者的所述非目标神经是所述接受者的面部神经。

16. 一种耳蜗植入物,包括:

多个电极,包括 (i) 被配置为将至少一个电信号施加到耳蜗植入物接受者的目标神经的第一组电极,和 (ii) 被配置为测量对所述至少一个电信号的响应的第二组电极;以及

电路,被配置为确定所测量的响应是否包括至少一个非目标神经的至少一个直接的和

电学上的刺激。

17. 根据权利要求 16 所述的耳蜗植入物, 进一步包括 :

计算机可读存储介质, 被配置为存储所述耳蜗植入物的多个配置设置, 其中所述耳蜗植入物进一步被配置为响应于确定所述响应是否包括至少一个非目标神经的至少一个直接的和电学上的刺激而改变一个或更多配置设置。

18. 根据权利要求 16 所述的耳蜗植入物, 其中所述耳蜗植入物进一步被配置为响应于确定所测量的响应是否包括至少一个非目标神经的至少一个直接的和电学上的刺激而改变所述电信号的振幅、脉宽和 / 或刺激速率中的一个或更多。

19. 根据权利要求 16 所述的耳蜗植入物, 其中所述第一组电极包括至少一个有效电极和至少一个参考电极, 并且其中所述耳蜗植入物进一步被配置为响应于确定所测量的响应是否包括至少一个非目标神经的至少一个直接的和电学上的刺激而将所述有效电极和 / 或所述参考电极中的至少一个改变为所述多个电极中的不同电极。

20. 根据权利要求 16 所述的耳蜗植入物, 其中所述第一组电极包括至少一个有效电极和至少一个参考电极, 并且其中所述耳蜗植入物进一步被配置为响应于确定所述测量的响应是否包括至少一个非目标神经的至少一个直接的和电学上的刺激而禁用所述至少一个有效电极。

21. 根据权利要求 16 所述的耳蜗植入物, 其中所述耳蜗植入物进一步被配置为使用以软件、硬件、固件或其任意组合实现的识别算法来分析所测量的响应。

22. 根据权利要求 16 所述的耳蜗植入物, 其中所述耳蜗植入物接受者的所述目标神经是所述耳蜗植入物接受者的听觉神经, 并且其中所述至少一个非目标神经包括所述耳蜗植入物接受者的面部神经。

23. 一种用于检测神经刺激的系统, 包括 :

计算设备, 被配置为与包括多个电极的耳蜗植入物进行通信, 其中所述计算设备被配置为从所述耳蜗植入物接收测量的对电信号的响应, 所述电信号经由所述耳蜗植入物的第一组两个或更多电极被施加到耳蜗植入物接受者的目标神经, 并且其中所述计算设备被配置为确定所述测量的响应是否包括至少一个非目标神经的至少一个直接的和电学上的刺激。

24. 根据权利要求 23 所述的系统, 其中所述计算设备进一步被配置为响应于确定所测量的响应是否包括至少一个非目标神经的至少一个直接的和电学上的刺激而生成提醒。

25. 根据权利要求 23 所述的系统, 其中所述耳蜗植入物具有多个配置设置, 并且其中所述计算设备被配置为发送指令到所述耳蜗植入物以响应于确定所述测量的响应是否包括至少一个非听觉神经的至少一个直接的和电学上的刺激而改变所述电信号的振幅、脉宽和 / 或刺激速率中的一个或更多。

26. 根据权利要求 23 所述的系统, 其中所述第一组两个或更多电极包括至少一个有效电极和至少一个参考电极, 并且其中所述计算设备进一步被配置为发送指令到所述耳蜗植入物以响应于确定所测量的响应是否包括至少一个非听觉神经的至少一个直接的和电学上的刺激而将所述有效电极或所述参考电极中的至少一个改变为所述多个电极中的不同电极。

27. 根据权利要求 23 所述的系统, 其中所述第一组两个或更多电极包括至少一个有效

电极和至少一个参考电极，并且其中所述计算设备进一步被配置为发送指令到所述耳蜗植入物以响应于确定所测量的响应是否包括至少一个非听觉神经的至少一个直接的和电学上的刺激而禁用所述至少一个有效电极。

28. 根据权利要求 23 所述的系统，其中所述计算设备被配置为使用以软件、硬件、固件或其任意组合实现的识别算法来分析所述接收到的测量的响应。

29. 根据权利要求 23 所述的系统，其中所述耳蜗植入物接受者的所述目标神经是所述耳蜗植入物接受者的听觉神经，并且其中所述至少一个非目标神经刺激包括面部神经刺激。

## 用于检测使用植入假体的神经刺激的系统和方法

### 技术领域

#### 背景技术

[0001] 耳蜗植入物 (cochlear implant) 可以提供给患有感觉神经性听力丧失的人以通过经由植入人的耳蜗中的电极阵列刺激人的听觉神经来感知声音的能力。耳蜗植入物的外部组件检测声波，声波被转换为经由电极阵列传递到植入物接受者的听觉神经的一系列电脉冲。以这种方式刺激听觉神经可以使耳蜗植入物接受者的大脑感知类似于传递到听觉神经的自然听觉的听觉。

[0002] 使用耳蜗植入物的一个问题在于电极有时可能不仅仅刺激耳蜗植入物接受者的听觉神经。植入物接受者并不总能识别出非听觉神经刺激，或者可能无法可靠地指出（如在儿童接受者或智障接受者的情况下），但是随着时间的推移，非听觉神经刺激对于植入物接受者可能是令人讨厌的或者甚至是痛苦的。最常见的非听觉神经刺激是面部神经的刺激。

[0003] 通常，当耳蜗植入物被手术植入进接受者时，应用于接受者皮肤表面的外部传感器用来检测面部神经脉冲。面部神经脉冲是大的并且使用外部传感器相当容易检测到。在耳蜗植入物正在被植入进接受者的手术期间，这些外部传感器让外科医生知道何时接触到面部神经。

[0004] 在耳蜗植入物被植入进接受者之后，听力学家 (audiologist) 或其他经类似培训的专家可以微调耳蜗植入物的设置。有时，植入物接受者甚至可以自己微调耳蜗植入物的某些设置。这个手术后的微调过程被称为将植入物“适配 (fitting)”给接受者。在适配过程期间，听力学家或接受者可以以使耳蜗植入物刺激面部神经的方式调整耳蜗植入物的设置。并且因为接受者可能并不总是能够最初就识别出面部神经刺激，或者因为接受者可能并不总是能够给出可靠的反馈，所以最终的植入物配置可能导致面部神经刺激。

#### 发明内容

[0005] 本申请公开了用于检测使用耳蜗植入物的非听觉神经刺激的系统和方法，该耳蜗植入物具有被配置为对耳蜗植入物接受者的听觉神经进行电刺激的多个电极。

[0006] 根据一个实施例的方法包括使用耳蜗植入物的第一组两个或更多电极生成电信号，并且然后使用耳蜗植入物的至少两个电极测量电信号的响应。该方法进一步包括基于测量的响应确定电信号是否刺激了非听觉神经。

[0007] 在一些实施例中，耳蜗植入物可以确定电信号是否刺激了非听觉神经。在其他实施例中，通信地耦合至耳蜗植入物的计算设备可以基于由耳蜗植入物进行的测量来确定电信号是否刺激了非听觉神经。

[0008] 在一些实施例中，通信地耦合至耳蜗植入物的计算设备可以提醒计算设备的操作者已经检测到非听觉神经刺激。在一些实施例中，该方法可以进一步包括响应于确定电信号是否刺激了至少一个非听觉神经而改变耳蜗植入物的一个或更多配置设置。

[0009] 在耳蜗植入物确定特定的电信号是否刺激了非听觉神经的实施例中，耳蜗植入物可以基于其是否已经检测到非听觉神经刺激而改变其配置设置。在单独的计算设备确定特定的电信号是否刺激了非听觉神经的实施例中，计算设备可以基于计算设备确定非听觉神经是否被电信号刺激来指导耳蜗植入物改变其配置设置。

[0010] 在包括响应于确定电信号是否刺激了至少一个非听觉神经而改变耳蜗植入物的一个或更多配置设置的实施例中，改变一个或更多配置设置的步骤可以包括响应于确定电信号刺激了至少一个非听觉神经而改变电信号的振幅、脉宽和 / 或刺激脉率中的任何一个。

[0011] 该方法另外可以包括响应于确定电信号是否刺激了至少一个非听觉神经而将用于特定通道的有效电极 (active electrode) 或参考电极 (reference electrode) 中的至少一个或两个改变为耳蜗植入物的多个电极中的一个或更多不同的电极。这样的实施例还可以包括响应于确定电信号是否刺激了至少一个非听觉神经而禁用一个或更多有效电极。

[0012] 在一些实施例中，测量对电信号的响应可以包括测量耳蜗植入物的至少两个电极的响应信号的一个或更多信号特征，其中一个或更多信号特征可以基于信号电压、电流强度 (amperage)、阻抗、频率和 / 或持续时间。并且在一些实施例中，确定第一电信号是否刺激了至少一个非听觉神经可以包括使用以软件、硬件、固件或其任意组合实现的识别算法来分析测量的响应。

## 附图说明

[0013] 图 1A 示出了可以被植入进植入物接受者的耳蜗植入物的一个示例实施例。

[0014] 图 1B 示出了听力学家或其他经类似培训的临床医生将耳蜗植入物适配到植入物接受者的示例。

[0015] 图 2A 示出了根据公开的系统和方法的一些实施例的某些选择的耳蜗植入物组件的框图。

[0016] 图 2B 示出了根据公开的系统和方法的一些实施例的耳蜗植入物的示例控制模块的框图。

[0017] 图 3A- 图 3G 示出了根据公开的系统和方法的一些实施例的用于生成耳蜗植入物的两个或更多电极的电信号的示例通道配置。

[0018] 图 4 示出了可以由耳蜗植入物生成的电信号以及可以由耳蜗植入物测量的对电信号的响应的示例。

[0019] 图 5 示出了根据一些示例实施例的用于确定电信号是否刺激了耳蜗植入物接受者的至少一个非听觉神经的方法。

[0020] 图 6 示出了根据一些示例实施例的用于确定耳蜗植入物的一组 n 个刺激通道的电信号是否刺激了耳蜗植入物接受者的面部神经的示例算法。

## 具体实施方式

[0021] 以下详细描述参照附图描述了公开的系统和方法的各种特征和功能。在附图中，类似的符号通常标识类似的组件，除非上下文另有规定。本文描述的说明性的系统和方法实施例并非意在是限制性的。公开的系统和方法的某些方面可以以各种不同的配置进行布

置和组合,所有这些都在本文中考虑到。

[0022] 1. 耳蜗植入物概述

[0023] 图 1A 示出了在耳蜗植入物接受者中植入的耳蜗植入物 100。本文对接受者的外耳 101、中耳 105 和内耳 107 的相关组件进行描述,随后描述了耳蜗植入物 100。

[0024] 对于没有某些类型的听力损伤的人而言,声压或声波 103 被耳廓 109 采集并且输送进和穿过耳道 102。鼓膜 104 位于耳道 102 的远端。鼓膜 104 响应于声波 103 而振动。

[0025] 鼓膜 104 的振动通过中耳 105 的三块骨(总称为听小骨 117,并且包括锤骨 113、砧骨 110 和镫骨 111)耦合至卵圆窗或椭圆窗 115。对于没有某些类型的听力损伤的人而言,中耳 105 的骨 113、109 和 111 用来对声波 103 进行滤波和放大,导致卵圆窗 115 关节连接和 / 或振动。卵圆窗 115 的振动在耳蜗 132 内导致一波又一波的流体运动。耳蜗 132 内的该流体运动转而激活排列在耳蜗 132 内部的细小听毛细胞(未示出)。激活耳蜗 132 内部的听毛细胞导致神经脉冲通过螺旋神经节细胞(未示出)和听觉神经 138 被传送到大脑(未示出),其中神经脉冲被感知为声音。但是对于患有感觉神经性听力丧失的人而言,耳蜗植入物可以作为替代用于电刺激听觉神经。

[0026] 耳蜗植入物 100 可以包括直接或间接地附接到接受者的身体的外部组件总成 142 和临时或永久地植入接受者中的内部组件总成 144。

[0027] 外部总成 142 可以包括声音处理单元 116 和外部发射器单元 106。声音处理单元 116 可以包括数字信号处理器(DSP)、用于给耳蜗植入物 100 供电的电源和声换能器 120。声换能器 120 可以被配置为检测声音并且生成表示检测到的声音的音频信号(通常是模拟音频信号)。在图 1A 中所示的示例实施例中,声换能器 120 是微音器。在备选实施例中,声换能器 120 例如可以包括多于一个的微音器、一个或更多遥感线圈感应拾波线圈(telecoil induction pickup coil)或者现在或以后开发的可以检测声音并且生成表示检测到的声音的电信号的其他设备。在一些实施例中,声换能器 120 可以不集成到声音处理单元 116 中,并且反而可以是外部组件总成 142 的单独组件。

[0028] 外部发射器单元 106 可以包括经皮能量传递系统的外部线圈 108 以及用于驱动线圈的相关电路。外部发射器单元 106 还可以优选地包括直接或间接地固定到外部线圈 108 的磁铁(未示出)。

[0029] 声音处理单元 116 可以被配置为处理在所描述的实施例中位于接受者的耳廓 109 附近的微音器 120 的输出。声音处理单元 116 可以被配置为生成编码信号(本文称为刺激数据信号),该编码信号可以经由电缆(未示出)提供给外部发射器单元 106。该示例实施例中所示的声音处理单元 116 被设计为适配在耳廓 109 后面。备选版本可以穿在身体上或者完全植入身体中。一些可完全植入的系统可以将声音处理单元并入内部组件总成 144。

[0030] 内部组件总成 144 可以包括内部接收器单元 112、刺激器单元 126 和电极总成 118。内部接收器单元 112 和刺激器单元 126 可以密封在生物相容的外壳内。

[0031] 内部接收器单元 112 可以包括提及的经皮传递系统的内部线圈(未示出)以及相关电路。植入的内部接收器单元 112 可以置于与接受者的外耳 101 相邻的颞骨的凹口中(如图 1A 中所示)。外部线圈 108 可以经由提及的磁铁保持在适当位置并且与植入的内部线圈对齐。在一个实施例中,外部线圈 108 可以被配置为经由射频(RF)链路向内部线圈发射电信号。

[0032] 电极总成 118 可以被设计为从刺激器单元 126 延伸到耳蜗 132 并且终止于电极 136 的阵列 134 中。由刺激器单元 126 产生的信号由电极 136 施加到耳蜗 132，从而刺激听觉神经 138。

[0033] 可以结合公开的系统和方法的实施例来实现的耳蜗植入物的以上及其他示例的进一步的细节包括但不限于美国专利第 4,532,930、6,537,200、6,565,503、6,575,894 和 6,697,674 号（其特此通过引用整体结合于此）中描述的那些系统。

[0034] 如图 1A 中所示，耳蜗植入物 100 进一步被配置为与耳蜗植入物适配系统 145 交互操作。听力植入物适配系统 145 可以使用计算设备（诸如个人电脑、工作站、手持式计算设备等）来实现。下面参照图 1B 中图示的示例性适配环境更详细地描述适配过程。

## [0035] 2. 适配系统概述

[0036] 耳蜗植入物 100 的有效性不仅取决于设备本身，而且还取决于该设备针对接受者被配置得有多好或者“被适配”到接受者有多好。耳蜗植入物的适配（也称为“编程”或“映射”）创建一组配置设置和定义刺激信号的特定特征的其他数据，该刺激信号被传递到植入的阵列 134 的电极 136。该配置信息称为接受者的“程序”或“图 (MAP) ”。

[0037] 图 1B 是图示一个示例布置 150 的示意图，其中听力学家或其他临床医生 164 使用耳蜗植入物适配系统 145 将耳蜗植入物 100 适配到接受者 162。耳蜗植入物适配系统 145 可以包括被配置为创建特定于接受者的植入配置（在图 1B 中表示为“图数据”182）的交互式软件和计算机硬件和 / 或固件。图数据 182 可以存储在适配系统 145 上，并且它还可以下载到耳蜗植入物 100 的声音处理单元 116（图 1A）的存储器。

[0038] 在图 1B 中所示的示例中，耳蜗植入物 100 的声音处理单元 116 可以通信地耦合到适配系统 145 以建立耳蜗植入物 100 和适配系统 145 之间的数据通信链路 168。适配系统 145 此后可以经由数据通信链路 168 双向耦合到耳蜗植入物 100。尽管耳蜗植入物 100 和适配系统 145 在图 1B 中经由电缆连接，但是现在或以后开发的任何通信链路都可以被用来可传达地耦合这些组件，例如，无线电链路或其他通信链路。

[0039] 在已经植入耳蜗植入物 100 之后，可以针对接受者确定特定的图数据 182。实现的适配过程的特定的细节可以特定于接受者、耳蜗植入物制造商、耳蜗植入设备等。结果，为了清晰起见，本文仅描述了选择的示例映射数据。

[0040] 当前，大多数耳蜗植入物可以要求针对耳蜗植入物 100 的电极 136 的阵列 134 的每个刺激电极设置至少两个值。这些值称为阈值水平（通常称为“THR”或“T- 水平”；本文称为“阈值水平”）和最大舒适响度级（通常称为最舒适响度级，“C- 级”；本文称为“舒适度”）。阈值水平和舒适度可以因接受者而异以及因刺激通道而异。阈值水平和舒适度部分地确定接受者在多大程度上听到和理解检测到的语音和 / 或声音。

[0041] 阈值水平可以对应于接受者首次识别声觉的水平。一般来说，阈值水平是对于给定的通道引起声音的感觉的刺激电流的最低水平。通常可以通过这样来确定阈值水平：使用上升法两次经过接受者的听阈，并且通过观察他们的反应（例如，在成人的情况下指示手势，或者在儿童的情况下观察行为反应）来确定接受者体验到声音时的水平。

[0042] 舒适度可以设置每个电极通道的最大容许刺激水平。舒适度可以对应于对接受者感觉舒适的最大刺激电流水平。在设置和建立舒适度的过程中，当缓慢增加用于特定通道的刺激的同时指导接受者指出如下水平对于听力学家或临床医生而言可能是平常的：该水

平是“和将长时间保持舒适的水平一样大声的”。舒适度可能比阈值水平更影响语音对于接受者听上去如何,因为大部分声学语音信号一般可以被映射到阈值水平和舒适度范围的大约前 20% 上。

[0043] 尽管术语和缩写可能是特定于设备的,但是阈值水平和舒适度的一般用途是通过定义每个刺激通道的最低刺激水平(阈值水平)和最高可接受刺激水平(舒适度)来确定接受者的电学动态范围。

[0044] 在成年的耳蜗植入物接受者中,阈值水平和舒适度通常可以通过使用来自接受者 162 的口头反馈来设置。但是对于可能缺乏用于执行特定适配任务的收听经验、语言和 / 或概念上的发展的儿童,听力学家和临床医生可能需要依赖临床直觉和试验及错误来适当当地估计较小接受者的舒适度。以上和其他反馈通常通过图 1B 中的附图标记 184 而被提及。直接提供到适配系统 145 的性能数据可以经由数据连接 168 作为性能数据 180B 提供,而由听力学家 / 临床医生基于口头反馈或观察 184 提供的性能数据在图 1B 中显示为性能数据 180A( 性能数据 180A 和性能数据 180B 一般统称为性能数据 180)。

[0045] 3. 耳蜗植入物的配置和操作

[0046] 图 2A 示出了根据公开的系统和方法的一些示例实施例的耳蜗植入物的框图。图 2A 中示出的耳蜗植入物 200 可以具有图 1A- 图 1B 中描述的耳蜗植入物 100 的组件中的一些或全部,但是图 2A- 图 2B 中描述的配置集中在选择的一组组件上,其可能有助于说明公开的系统和实施例的某些方面。

[0047] 在图 2A 中所示的示例实施例中,耳蜗植入物 200 具有发射 / 接收模块 201、处理器模块 202、存储器模块 203 和控制模块 204,上述模块可以通信地耦合到一个或更多通信链路 205。在一些实施例中,发射 / 接收模块 201、处理器模块 202、存储器模块 203 和控制模块 204 可以在单一集成电路上。在其他实施例中,不同的模块可以在单独的集成电路上,并且在其他实施例中,两个或更多模块可以在一个集成电路上得以实现,而其余模块则可以在一个或更多不同的集成电路上得以实现。

[0048] 在一些实施例中,一个或更多通信链路 205 可以是单一的共享通信链路(诸如总线)。在其他实施例中,一个或更多通信链路 205 可以包括图 2A 中所示的耳蜗植入物 200 的组件之间的多个专用链路。例如,一个或更多通信链路 205 可以包括处理器模块 202 和存储器模块 203 之间的专用链路、处理器模块 202 和发射 / 接收模块 201 之间的专用链路以及处理器模块 202 和控制模块 204 之间的专用链路。在其他实施例中,一些模块可以经由共享链路连接而其他模块则可以经由专用链路连接。因此,一个或更多通信链路 205 可以包括图 2A 中所示的耳蜗植入物 200 的各个模块之间任意数量的不同的共享链路和 / 或专用链路。

[0049] 发射 / 接收模块 201 可以被配置为将耳蜗植入物 200 通信地耦合到外部适配系统(诸如图 1A 和图 1B 中所示的适配系统 145)。发射 / 接收模块 201 可以被配置为发送信息到适配系统和 / 或从该系统接收信息。例如,在一些实施例中,发射 / 接收模块 201 可以被配置为从适配系统接收配置或图数据。发射 / 接收模块 201 还可以被配置为发送测量数据到适配系统。在一些实施例中,发射 / 接收模块 201 还可以被配置为发送数据到可以与耳蜗植入物 200 关联的其他辅助设备和 / 或从该设备接收数据。

[0050] 图 2A 中所示的处理器模块 202 可以包括一个或更多处理器,包括但不限于被配置

为执行如本文所述的耳蜗植入物 200 的功能中的一个或更多功能的可编程处理器、专用集成电路、可编程逻辑阵列、数字信号处理器和 / 或其他通用和 / 或专用处理器。例如，处理器模块 202 中的一个或更多处理器可以被配置为将来自微音器（或其他源）的外部信号编码为用于经由连接 208 发送到耳蜗植入物的内部电极 209 的刺激信号。处理器模块 202 的一个或更多处理器还可以被配置为进行一个或更多耳蜗植入系统诊断测试、分析一个或更多耳蜗植入系统诊断测试的结果以及 / 或者响应于一个或更多耳蜗植入系统诊断测试的结果而执行一个或更多动作。在一些实施例中，处理器模块 202 中的一个或更多处理器还可以被配置为分析测量的对经由耳蜗植入物 200 的电极所生成的刺激信号的响应。

[0051] 图 2A 中所示的存储器模块 203 可以包括一个或更多计算机可读存储介质，其可以被读取、被写入或者以其他方式被处理器模块 202 的至少一个处理器访问。在一些实施例中，存储器模块 203 的存储介质还可以被读取、被写入或者以其他方式被适配系统访问，诸如适配系统 145（图 1A）。此外，存储器模块 203 的存储介质还可以被读取、被写入或者以其他方式被发射 / 接收模块 201 和 / 或控制模块 204 的一个或更多模块访问。在一些实施例中，存储器模块 203 中的存储介质可以被配置为存储用于耳蜗植入物 200 的配置或图数据。存储器模块 203 的存储介质还可以被配置为存储部分地由处理器模块 202 的一个或更多处理器或适配系统启动、执行或以其他方式控制的一个或更多植入诊断测试的结果。在一些实施例中，存储器模块 203 的存储介质还可以被配置为存储测量的对经由耳蜗植入物 200 的电极生成的刺激信号的响应。

[0052] 图 2A 中所示的耳蜗植入物 200 还可以包括经由连接 206 连接到耳蜗植入物 200 的控制模块 204 的多个外部电极 207 和经由连接 208 连接到耳蜗植入物 200 的控制模块 204 的多个内部电极 209。

[0053] 在图 2A 中所示的实施例中，外部电极 207 包括电极 E1 和电极 E2。其他实施例可以仅具有一个外部电极，而其他实施例可以具有多于两个的外部电极。还有其他实施例可以没有任何外部电极。外部电极可以位于植入物接受者的耳蜗之外。在具有两个外部电极的实施例中，外部电极中的一个可以是接地电极并且外部电极中的一个可以是平板电极（plate electrode）。

[0054] 在图 2A 中所示的实施例中，内部电极 209 可以包括电极 1-22。其他实施例可以具有更多或更少的内部电极。在大多数的实施例中，内部电极 209 中的至少一些可以位于植入物接受者的耳蜗内。在其他实施例中，内部电极 209 中的一个或更多可以位于植入物接受者的耳蜗外。在一些实施例中，一个或更多内部电极 209（有时和一个或更多外部电极 207 一起）可以被组织成对应于单独刺激通道的有效电极和参考电极的单独集合。刺激通道可以被配置为将电信号施加到植入物接受者的耳蜗。本文更详细地描述了将电极组织和配置进刺激通道。

## [0055] 2.1 控制用于刺激和测量的电极

[0056] 图 2A 中所示的控制模块 204 可以包括被配置为控制和管理内部电极 209 和外部电极 207 的电路。图 2B 示出了根据公开的系统和方法的一些实施例的耳蜗植入物的一个示例控制模块 204 的框图。图 2B 中所示的控制模块 204 仅是出于说明的目的，并且耳蜗植入物 200 的内部电极 209 和外部电极 207 可以经由被配置为执行本文所述功能的类似结构和元件来管理和控制。

[0057] 图 2B 中所示的示例控制模块 204 的框图可以包括信号生成模块 220、发射放大器模块 221、开关模块 222、接收放大器模块 223 和信号测量模块 224。

[0058] 信号生成模块 220 可以包括被配置为在刺激通道上生成电信号的电路。回想一下，将来自微音器（或其他源）的外部信号编码为用于经由来自控制模块 204 的连接 208 发送到耳蜗植入物的内部电极 209 的刺激数据信号可以是处理器模块 202 中的一个或更多处理器可以被配置用于执行的功能中的一个。在一些实施例中，信号生成模块 220 可以基于由处理器模块 202 的一个或更多处理器确定的编码数据信息在特定刺激通道上生成刺激信号。

[0059] 控制模块 204 的一些实施例还可以包括发射放大器模块 221。发射放大器模块 221 可以包括可以被配置为控制刺激通道上的刺激信号水平以便信号基本上保持在刺激通道的阈值水平和舒适度之间的一个或更多放大器。在图 2B 中所示的实施例中，发射放大器模块 221 在从信号生成模块 220 到电极的信号链中显示为在开关模块 222 之前，但是在其它实施例中，发射放大器模块 221 可以放置在开关模块 222 之后。在还有其他实施例中，发射放大器模块 221 可以集成到信号生成模块 220 中或者备选地集成到开关模块 222 中。

[0060] 图 2B 中所示的控制模块 204 还可以包括开关模块 222。开关模块 222 可以包括被配置为控制内部电极 209 和 / 或外部电极 207 的激活和解除激活以及控制刺激通道的信号通路的激活和解除激活的多个信号开关机制。例如，在本文所述的一些系统和方法中，开关模块 222 的开关机制可以用来激活特定刺激通道以在规定的持续时间内将电刺激信号从信号生成模块 220 发送到植入物接受者的耳蜗的至少一部分，以及配置两个或更多电极来测量对电刺激信号的响应。开关模块 222 的开关机制还可以用来在电极被确定为有缺陷的情况下（超出其期望的操作参数的范围，或者其他方面造成植入物接受者的不期望的响应）禁用一个或更多特定的电极。

[0061] 控制模块 204 的一些实施例还可以包括接收放大器模块 223。接收放大器模块 223 可以包括可以被配置为对由耳蜗植入物 200 的两个或更多电极测量的响应信号进行放大的一个或更多放大器。对由耳蜗植入物 200 的两个或更多电极测量的响应信号进行放大可以使响应信号更易于分析。在图 2B 中所示的实施例中，接收放大器模块 223 在从电极到信号测量模块 224 的信号链中显示为在开关模块 222 之后，但是在其它实施例中，接收放大器模块 223 可以放置在开关模块 222 之前。在还有其他实施例中，接收放大器模块 223 可以集成到信号测量模块 224 中或者备选地集成到开关模块 222 中。

[0062] 图 2B 中所示的控制模块 204 还可以包括信号测量模块 224。信号测量模块 224 可以包括被配置为测量和 / 或分析从耳蜗植入物 200 的电极接收的信号的电路。在一些实施例中，信号测量模块 224 可以被配置为将测量信号的副本存储到存储器模块 203 的存储介质中以用于由处理器模块 202 的一个或更多处理器进行分析。另外，或者备选地，信号测量模块 224 还可以被配置为将测量信号的副本发送到发射 / 接收模块 201 以用于发送到适配系统和 / 或其他外部计算设备用于分析。在还有其他实施例中，信号测量模块 224 另外可以包括被配置为分析从来自耳蜗植入物 200 的电极接收的测量信号的电路和 / 或一个或更多处理器。

[0063] 2.2 用于刺激通道的刺激模式

[0064] 由耳蜗植入物生成的电刺激可以在至少一个有效电极和至少一个参考电极之间

产生电流流动。该组至少一个有效电极和至少一个参考电极对应于单个刺激通道。耳蜗植入物通常可以具有多个刺激通道。每个刺激通道可以具有一组不同的有效电极和参考电极。特定刺激通道的刺激模式描述一个或更多参考电极相对于刺激通道的至少一个有效电极的位置。有效电极和参考电极之间的距离可以确定在植入物接受者的耳蜗中并且因此在被特定刺激通道的电流刺激的神经末梢或螺旋神经节中的电流的传播。

[0065] 图 3A- 图 3G 示出用于刺激通道的刺激模式的不同示例。图 3A- 图 3B 中的每一个示出耳蜗植入物（诸如图 2A 中所示的耳蜗植入物 200）的外部电极 E1 和外部电极 E2 以及内部电极 1-22。一些耳蜗植入物的实施例可以只具有一个外部电极，一些耳蜗植入物的实施例可以没有外部电极，而一些耳蜗植入物的实施例可以具有图 3A- 图 3G 中所示的多于两个的外部电极。同样地，一些耳蜗植入物的实施例可以具有图 3A- 图 3G 中所示的多于或少于 22 个的内部电极。耳蜗植入物的内部电极和外部电极的数量可以确定刺激通道的数量和可以由耳蜗植入物使用的刺激模式的不同类型。

[0066] 图 3A- 图 3C 示出被配置用于不同类型的单极刺激的刺激通道的三个示例。在单极刺激中，刺激通道的有效电极可以是内部电极中的一个，而一个或更多参考电极可以是外部电极中的一个或更多。单极刺激可以用来产生最低阈值水平和舒适度，并且可以使用比本文所述的其他刺激模式少的能量来产生电刺激信号。单极刺激可以用于具有较高刺激速率的刺激信号（即较高频率的信号），诸如根据高级混合编码器格式、连续交替取样编码格式和 / 或使用较高刺激速率信号的其他编码格式中的一个或更多进行编码的信号。在一个或更多内部电极可以位于患者的耳蜗之外（例如，耳蜗植入物的所有内部电极不能完全植入耳蜗内的情况）的实施例中，位于植入物患者的耳蜗之外的一个或更多内部电极可以在本文所述的单极刺激示例中被用作参考电极。

[0067] 图 3A 示出了一组被配置用于刺激通道上的单极刺激类型 1 的两个电极的示例。对于被配置用于单极类型 1 刺激的刺激通道，电流在内部有效电极和外部参考电极之间流动。在图 3A 中所示的示例中，刺激通道包括有效电极 301 和参考电极 302，其中有效电极 301 对应于内部电极 6，并且参考电极 302 对应于外部电极 E1。外部电极 E1 可以对应于耳蜗植入物的接地电极。当图 3A 的刺激通道被激活时，电流经由路径 303 在有效电极 301 和参考电极 302 之间流动。

[0068] 图 3B 示出了一组被配置用于刺激通道上的单极刺激类型 2 的两个电极的示例。对于被配置用于单极类型 2 刺激的刺激通道，电流在内部有效电极和外部参考电极之间流动。在图 3B 中所示的示例中，刺激通道包括有效电极 301 和参考电极 304，其中有效电极 301 对应于内部电极 6，并且参考电极 304 对应于外部电极 E2。外部电极 E2 可以对应于耳蜗植入物的平板电极。当图 3B 的刺激通道被激活时，电流经由路径 305 在有效电极 301 和参考电极 304 之间流动。

[0069] 图 3C 示出了一组被配置用于刺激通道上的单极刺激类型 (1+2) 的三个电极的示例。对于被配置用于单极类型 (1+2) 刺激的刺激通道，电流在内部有效电极和两个外部参考电极之间流动。在图 3C 中所示的示例中，刺激通道包括有效电极 301 与参考电极 302 和 304，其中有效电极 301 对应于内部电极 6，并且外部电极 302 和 304 分别对应于外部电极 E1 和 E2。外部电极 E1 和 E2 可以分别对应于耳蜗植入物的接地电极和平板电极。当图 3C 的刺激通道被激活时，电流经由路径 306 在有效电极 301 与参考电极 302 和 304 之间流动。

[0070] 图 3D- 图 3F 示出了被配置用于不同类型的双极刺激的刺激通道的三个例子。在双极刺激的情况下,刺激通道的有效电极和参考电极可以都是内部电极。有源内部电极和参考内部电极之间的间隔可以确定植入物接受者的耳蜗内的电流的传播。有效电极和参考电极之间具有较短距离的刺激通道可以比有效电极和参考电极之间具有较长距离的刺激通道需要较大的电流来产生对应的阈值水平和 / 或舒适度,部分是因为有效电极和参考电极之间具有较短距离的刺激通道可以刺激较少量的神经组织。双极刺激通常可以被用于根据谱峰编码格式进行编码的电刺激信号。

[0071] 图 3D 示出了被配置用于刺激通道上的双极刺激的两个电极的示例。对于被配置用于双极刺激的刺激通道,电流在内部有效电极和内部参考电极之间流动,其中内部参考电极与内部有效电极相邻。在图 3D 中所示的示例中,刺激通道包括有效电极 307 和参考电极 308,其中有效电极 307 对应于内部电极 3,并且参考电极对应于相邻的内部电极 4。当图 3D 的刺激通道被激活时,电流经由路径 309 在有效电极 307 和参考电极 308 之间流动。

[0072] 图 3E 示出了被配置用于刺激通道上的双极刺激 (BP+1) 的两个电极的示例。对于被配置用于 (BP+1) 刺激的刺激通道,电流在内部有效电极和内部参考电极之间流动,其中内部参考电极位于距离内部有效电极两个电极远的位置。在图 3E 中所示的示例中,刺激通道包括有效电极 307 和参考电极 310,其中有效电极 307 对应于内部电极 3,并且参考电极对应于内部电极 5。当图 3E 的刺激通道被激活时,电流经由路径 311 在有效电极 307 和参考电极 310 之间流动。

[0073] 图 3F 示出了一组被配置用于刺激通道上的双极刺激 (BP+X) 的两个电极的示例。对于被配置用于 (BP+X) 刺激的刺激通道,电流在内部有效电极和内部参考电极之间流动,该内部参考电极距离内部有效电极 X 个电极远。在图 3F 中所示的示例中,刺激通道被配置用于 (BP+9) 刺激。图 3F 中所示的刺激通道包括有效电极 307 和参考电极 312,其中有效电极 307 对应于内部电极 3,并且参考电极 312 对应于内部电极 12。当图 3F 的刺激通道被激活时,电流经由路径 313 在有效电极 307 到参考电极 312 之间流动。

[0074] 图 3G 示出了一组被配置用于刺激通道上的共地刺激 (common ground stimulation) 的 22 个电极的示例。对于被配置用于共地刺激的刺激通道,电流在耳蜗植入物的内部有效电极和所有其他内部电极之间流动。图 3F 中所示的刺激通道包括有效电极 314 和 21 个内部参考电极的组 315,其中有效电极 314 对应于内部电极 8,并且 21 个内部参考电极的组对应于内部电极 1-7 和 9-22。当图 3G 的刺激通道被激活时,电流经由路径 316 在有效电极 308 和 21 个参考电极的组 315 之间流动。共模刺激 (common mode stimulation) 通常可以被用于根据谱峰格式编码进行编码的电刺激信号。

[0075] 在一些实施例中,耳蜗植入物可以被配置以便所有刺激通道可以根据同一种类型的刺激模式进行配置。在其他实施例中,一些刺激通道可以被配置用于一种类型的刺激模式而其他刺激通道可以被配置用于一种或更多不同类型的刺激模式。

### [0076] 3. 刺激信号和响应信号

[0077] 图 4 示出了可以由耳蜗植入物生成的电刺激信号 402 以及对电刺激信号 402 的响应 408 的示例,该响应可以由耳蜗植入物的两个或更多电极进行测量。图 4 中图示的图 400 示出信号振幅对时间的关系,其中信号振幅显示在垂直轴上而时间显示在水平轴上。迹线 401 对应于耳蜗植入物的一个刺激通道,而迹线 407 对应于在耳蜗植入物的记录通道上测

量的信号。记录通道可以包括至少一个记录电极和至少一个参考电极。在一些实施例中，刺激通道和记录通道可以共享一个或更多电极。在进一步的实施例中，刺激通道的电极可以不同于记录通道的电极。在操作中，耳蜗植入物可以具有被配置用于将电刺激信号传递到接受者的耳蜗的多个刺激通道，并且对电信号的任何响应可以由耳蜗植入物的两个或更多电极来测量，但是出于说明的目的，在图 4 中只示出一个示例刺激通道和一个测量信号。  
[0078] 在一些实施例中，被配置为生成刺激信号 402 的有效电极可以是被配置为测量响应 408 的同一电极。在其他实施例中，被配置为生成刺激信号 402 的有效电极可以是被配置为测量响应 408 的一组电极中的一个。在还有其他实施例中，被配置为生成刺激信号 402 的有效电极可以是不同于被配置为测量响应 408 的两个或更多电极的电极。

### [0079] 3.1 刺激信号的生成

[0080] 图 400 上的迹线 401 对应于耳蜗植入物的一个刺激通道。刺激通道的刺激模式可以对应于本文关于图 3A- 图 3G 所描述的任何刺激模式。在时间  $t_{init}$ ，耳蜗植入物可以在某个持续时间  $\Delta t$  内生成刺激信号 402，如沿着图 400 的横轴在框 403 中所示的那样。刺激信号 402 可以包括一个或更多电流脉冲。图 4 中所示的刺激信号是一组基本上呈方波的脉冲，但是也可以使用其他类型的波形。

[0081] 刺激信号 402 的一个电流脉冲 404 的扩展视图示于插图中。这里所示的刺激信号 402 的电流脉冲 404 是具有振幅和脉宽、电荷平衡的两相电流脉冲。在一些实施例中，两相电流脉冲还可以具有脉冲的正相位和负相位之间的相位差距。电流脉冲 404 的负相位的振幅 405a 和脉宽 406a 与电流脉冲 404 的正相位的振幅 405b 和脉宽 406b 基本上相同。因此，在电流脉冲的正相位传递到神经的电刺激可以与在电流脉冲的负相位传递到神经的电刺激基本上相同，以便在单个电流脉冲完成之后基本上没有净电荷留下。刺激信号 402 可以包括多个可以类似于两相电流脉冲 404 的两相电流脉冲。

[0082] 在图 4 中所示的两相电流脉冲 404 中，振幅 405 可以对应于经由刺激通道 401 传递的电流水平。在一些实施例中，电流水平可以以微安 ( $\mu A$ ) 数来表示两相电流脉冲的振幅。在一些实施例中，振幅范围可以基本上从大约  $10 \mu A$  到大约  $1.75mA$  (或  $1750 \mu A$ )，但是在其他实施例中可以使用其他范围。脉宽 406 可以对应于经由刺激通道 401 施加电流的时间量，该时间量以两相电流脉冲 404 的每个相位的微秒 ( $\mu s$ ) 数来表示。

[0083] 两相电流脉冲 404 的每个相位的电荷 (charge per phase) 可以通过将两相电流脉冲 404 的振幅 405 乘以两相电流脉冲 404 的脉宽 406 来进行计算。具有较高的每个相位的电荷的两相电流脉冲可以比具有较低的每个相位的电荷的两相脉冲使接受者体验更响亮的声觉。因为每个相位的电荷是振幅和脉宽的乘积，所以增大两相电流脉冲的振幅或脉宽都可以使接受者体验更响亮的声觉，而减小两相电流脉冲的振幅或脉宽都可以使接受者体验更轻柔的声觉。

### [0084] 3.2 响应信号的测量

[0085] 正如上面提到的，在时间  $t_{init}$ ，耳蜗植入物可以在一定持续时间  $\Delta t$  (如沿图 400 的 x 轴在框 403 中所示) 内生成刺激信号 402。在一些实施例中，在刺激信号 402 结束后不久，耳蜗植入物的至少两个电极可以用来测量对刺激信号 402 的响应 408。在其他实施例中，当刺激信号 402 仍然有效时，响应 408 就可以开始，并且在这样的实施例中，当刺激信号 402 仍然有效时，耳蜗植入物的至少两个电极就可以测量对刺激信号 402 的响应 408。响应

408 开始于刺激信号 402 期间还是刺激信号 402 无效之后可以取决于刺激信号 402 的持续时间。

[0086] 在一些实施例中,对响应 408 的测量可以通过在被配置为测量响应 408 的电极处对信号 407 进行采样来实现。在一些实施例中,可以在采样窗口 409 期间以固定间隔对响应 408 进行采样。采样窗口 409 可以包括多个开始于时间  $t_0$  且结束于时间  $t_n$  的  $n$  个采样周期。例如,在图 4 中所示的采样窗口 409 中,第一采样周期可以从时间  $t_0$  到时间  $t_1$ ,第二采样周期可以从时间  $t_1$  到时间  $t_2$ ,等等。在一些实施例中,采样周期可以是可配置的和 / 或可变的。在其他实施例中,采样周期可以是固定的。在一些实施例中,采样窗口 409 可以是可配置的和 / 或可变的。在其他实施例中,采样窗口 409 可以是固定的。

[0087] 在采样窗口 409 期间采集的响应 408 的样本可以由信号测量模块 224(图 2A) 进行采集以用于信号分析。样本可以由信号测量模块 224(图 2A)、处理器模块 202(图 2A)、适配系统 145(图 1A 和图 1B) 和 / 或被配置为分析响应 408 且确定测量的响应 408 是否包括至少一个非听觉神经刺激的另一个外部计算设备中的至少一个中的电路和 / 或一个或更多处理器进行分析。

### [0088] 3.3 响应信号分析

[0089] 确定非听觉神经刺激是否存在与响应 408 中可以包括分析采样的响应 408 的一个或更多信号特征以确定响应 408 的一个或更多信号特征是否表示特定的非听觉神经刺激。例如,可以对响应 408 的一个或更多信号特征(诸如电压、电压随时间的变化、电压随时间的变化率、电流强度、电流强度随时间的变化、电流强度随时间的变化率、频率、频率随时间的变化、频率随时间的变化率、阻抗、阻抗随时间的变化、阻抗随时间的变化率和 / 或响应 408 的持续时间)进行分析以确定响应 408 是否可能包括了非听觉神经刺激。

[0090] 在一些实施例中,响应 408 的一个或更多信号特征可以与特定类型的非听觉神经刺激的一个或更多模型信号特征进行比较。在这些实施例中,响应 408 的一个或更多信号特征与特定的非听觉神经刺激的一个或更多模型信号特征之间的一个或更多基本相似性可以表明特定的非听觉神经刺激存在于响应 408 中。在一些实施例中,非听觉神经刺激可以是面部神经刺激,并且一个或更多信号特征可以基于如上所述的电压、电流强度、阻抗、频率和 / 或持续时间。

[0091] 对于响应 408 的开始可能与刺激信号 402 在时间上重叠的情况,或者对于刺激信号 402 的伪影 (artifact) 可能存在于响应 408 中的情况,确定响应 408 是否包括非听觉神经刺激可以包括从响应 408 中减去对应于刺激信号 402 和 / 或刺激信号伪影的一个或更多信号分量以获得响应 408 的具有较少来自刺激信号 402 和 / 或刺激信号伪像的干扰的更好表示。同样,在一些实施例中,如果接受者的听觉神经响应的一个或更多信号特征是已知的,那么可以将响应 408 的一个或更多对应的信号特征与接受者的听觉神经响应的一个或更多已知的信号特征进行比较,并且响应 408 的信号特征与已知的听觉神经响应的信号特征之间的差异可以表明非听觉神经刺激存在于响应 408 中。例如,在一些实施例中,确定响应 408 是否包括非听觉神经刺激可以因此包括 (i) 从响应 408 中减去对应于刺激信号 402、刺激信号伪影和 / 或已知的听觉神经刺激的一个或更多分量,以及 (ii) 分析响应 408 的分量和刺激信号 402、刺激信号伪影和 / 或已知的听觉神经刺激的分量之间的差异。

[0092] 另外,或者备选地,在一些实施例中,可以将响应 408 的一个或更多信号特征与一

个或更多参考信号特征进行比较，并且响应 408 和参考信号的信号特征之间的一个或更多相似性可以表明非听觉神经刺激存在于响应 408 中。同样，可以将响应 408 的一个或更多信号特征与一个或更多对应的阈值进行比较，并且响应 408 的一个或更多信号特征超过至少一个对应的阈值就可以表明非听觉神经刺激存在于响应 408 中。

[0093] 对于一些实施例，确定响应 403 是否包括非听觉神经刺激可以包括上述信号分析技术中的两个或更多的任意组合。例如，在一些实施例中，可以从响应 408 的一个或更多分量中减去刺激信号 402 的一个或更多分量以获得响应 408 的具有较少来自刺激信号 402 的干扰的更好表示。然后，可以将响应 408 的表示的信号分量与面部神经刺激的模型信号分量进行比较，其中信号分量之间的一个或更多相似性可以表明反应 408 包括面部神经刺激。

[0094] 在一些实施例中，专家系统可以用来确定响应 408 是否包含非听觉神经刺激。专家系统可以包括被配置为基于由模式领域的人类专家执行的分类来识别模式的算法。2008 年 12 月 25 日提交的、名称为“Automatic Determination of the Threshold of an Evoked Neural Response”并且通过引用并入本文的共同待决的美国申请 10/569,054 描述了使用识别算法来确定测量信号是否包含神经响应的各种系统和方法。与 10/569,054 申请中描述的系统和方法相似的系统和方法可以被修改用于通过基于一组采样响应信号来配置识别算法而检测非听觉神经刺激，其中采样响应信号中的一些包含非听觉神经刺激而采样响应信号中的一些不包含非听觉神经刺激。

[0095] 在一些实施例中，可以响应于确定非听觉神经刺激存在于响应 408 中而改变耳蜗植入物的一个或更多配置设置。例如，可以改变刺激通道的阈值水平和 / 或舒适度。另外，或者备选地，刺激通道可以被改为不同的刺激模式（例如，关于图 3A- 图 3G 所示出和描述的任何刺激模式），可以增大或减小刺激信号的两相电流脉冲的振幅 405，可以增大或减小刺激信号的两相电流脉冲的脉宽 406，以及 / 或者可以增大或减小刺激通道的两相电流脉冲的刺激速率。在某些情况下，特定的电极可以被禁用以便其作为刺激通道的有效电极和 / 或参考电极是不可用的。

[0096] 4. 用于信号生成、测量和分析的示例方法

[0097] 图 5 示出了根据一些示例实施例的一种用于确定由耳蜗植入物生成的电信号是否刺激了耳蜗植入物接受者的至少一个非听觉神经的方法 500。在一些实施例中，耳蜗植入物可以是诸如植入物 100（图 1A）、植入物 200（图 2A）或例如在美国专利第 4,532,930、6,537,200、6,565,503、6,575,894 和 6,697,674 号中公开和 / 或描述的任何植入物之类的植入物。

[0098] 在步骤 501，使用耳蜗植入物来生成电信号。耳蜗植入物可以包括多个电极，例如，外部电极 207（图 2A）和 / 或内部电极 209（图 2A）。在一些实施例中，多个电极的第一组两个或更多电极可以用来生成电信号。在一些实施例中，电信号可以类似于本文所述的任何刺激信号，例如，刺激信号 402（图 4），并且第一组两个或更多电极可以对应于本文关于图 3A- 图 3G 所述的电极和刺激模式配置的各种分组。

[0099] 在步骤 502，对电信号的响应可以使用耳蜗植入物的两个或更多电极来进行测量。测量的响应可以类似于响应 408（图 4）。测量响应可以包括测量和 / 或分析与响应的电压、电流强度、频率和 / 或持续时间相关的一个或更多信号分量，例如，本文关于图 4 所述的信

号分量。在一些实施例中，耳蜗植入物可以使用同一组电极以用于生成电信号和用于测量响应。在其他实施例中，耳蜗植入物可以使用不同的电极以用于生成电信号和用于测量响应。

[0100] 步骤 503 包括基于测量的响应确定电信号是否刺激了至少一个非听觉神经。在一些实施例中，耳蜗植入物可以被配置为确定电信号是否刺激了至少一个非听觉神经。例如，图 2A- 图 2B 中所述的耳蜗植入物的信号测量模块 224(图 2B)、处理器模块 202(图 2A) 和 / 或其他模块中的任何一个的电路和 / 或一个或更多处理器(单独地或组合地)可以被配置为分析测量的响应并且确定响应是否包括非听觉神经刺激。在其他实施例中，测量的信号可以被发送到被配置为分析测量的响应并且确定响应是否包括非听觉神经刺激的耳蜗植入物适配系统 145(图 1A- 图 1B) 和 / 或一个或更多外部计算设备。

[0101] 一些实施例还可以包括提醒耳蜗植入物接受者和 / 或听力学家已经检测到非听觉神经刺激。此外，一些实施例可以另外地和 / 或备选地包括响应于确定电信号是否刺激了至少一个非听觉神经而改变耳蜗植入物的一个或更多配置设置。例如，改变一个或更多配置设置可以包括下列操作中的至少一个(i) 改变刺激通道的至少一个阈值水平和 / 或舒适度；(ii) 改变刺激通道的刺激模式；(iii) 改变经由刺激通道发送的刺激信号的振幅、脉宽和 / 或刺激速率中的至少一个；以及 / 或者(iv) 禁用至少一个电极以便其作为刺激通道的有效电极和 / 或参考电极是不可用的。

[0102] 5. 用于与耳蜗植入物一起使用的示例算法

[0103] 图 6 示出了根据一些示例实施例的用于确定耳蜗植入物的一组 n 个刺激通道的电信号是否刺激了耳蜗植入物接受者的面部神经的示例算法。

[0104] 算法 600 开始于步骤 601，其中刺激通道 i 被设置为耳蜗植入物的多个 n 个刺激通道的第一刺激通道(即，刺激通道 1)。在步骤 602，在耳蜗植入物的刺激通道 i 上生成刺激信号 i。在一些实施例中，刺激信号 i 可以是类似于刺激信号 402(图 4)的信号。

[0105] 在步骤 603，使用耳蜗植入物的两个或更多电极测量对刺激信号 i 的响应 i。响应 i 可以类似于响应 408(图 4)。可以根据本文所述的任何测量程序来测量响应 i。在步骤 604，对响应 i 是否包括了面部神经刺激进行确定。可以通过或者根据本文所述的任何系统和 / 或方法来确定响应 i 是否包括了面部神经刺激。

[0106] 如果确定响应 i 包括面部神经刺激，那么，在步骤 605，可以改变用于刺激信号 i 和 / 或刺激通道 i 的一个或更多配置设置。例如，改变用于刺激信号 i 和 / 或刺激通道 i 的一个或更多配置设置可以包括以下操作中的至少一个：(i) 改变刺激通道 i 的阈值水平和 / 或舒适度；(ii) 改变刺激通道 i 的刺激模式；以及 / 或者 (iii) 改变经由刺激通道 i 发送的刺激信号 i 的振幅、脉宽和 / 或刺激速率。

[0107] 在在步骤 605 改变用于刺激信号 i 和 / 或刺激通道 i 的一个或更多配置设置之后，算法 600 返回到步骤 602，其中在耳蜗植入物的刺激通道 i 上生成修改后的刺激信号 i。在步骤 603，使用耳蜗植入物的两个或更多电极测量对修改后的刺激信号 i 的响应 i，并且在步骤 604，对响应 i 是否包括了面部神经刺激进行确定。如果在步骤 604 确定响应 i 包括了面部神经刺激，那么可以在步骤 605 对用于刺激信号 i 和 / 或刺激通道 i 的配置设置做出进一步改变。如果在用于刺激信号 i 和刺激通道 i 的步骤 602- 步骤 605 的多次迭代之后在步骤 604 确定响应 i 包括了面部神经刺激，那么步骤 605 还可以包括禁用刺激通道 i 的

有效电极。

[0108] 如果在步骤 604 确定响应 i 不包括面部神经刺激,那么算法 600 可以继续进行到步骤 606。在步骤 606,对于刺激通道 i 是否是耳蜗植入物的 n 个刺激通道的最后刺激通道 n 进行确定。如果刺激通道 i 是最后刺激通道 n,那么算法 600 可以在步骤 607 结束。但是如果刺激通道 i 不是最后刺激通道 n,那么刺激通道 i 可以在步骤 608 被设置为刺激通道 (i+1) (即, n 个刺激通道的下一个刺激通道)。然后,算法 600 返回到步骤 602 以从下一个刺激通道再次开始该过程 (即,刺激通道 (i+1))。

[0109] 可以在耳蜗植入物已经被植入接受者的耳蜗中后不久在最初将耳蜗植入物适配到接受者的过程期间执行算法 600。备选地,或者另外,根据需要或正如需要,算法 600 还可以在初始适配后被执行一次或更多次。

[0110] 虽然本文已经公开了各个方面和实施例,但是其他方面和实施例对本领域技术人员将是显而易见的。本文所公开的各个方面和实施例是出于说明的目的而并非旨在是限制性的,真正的范围和精神通过以下的权利要求来指出。

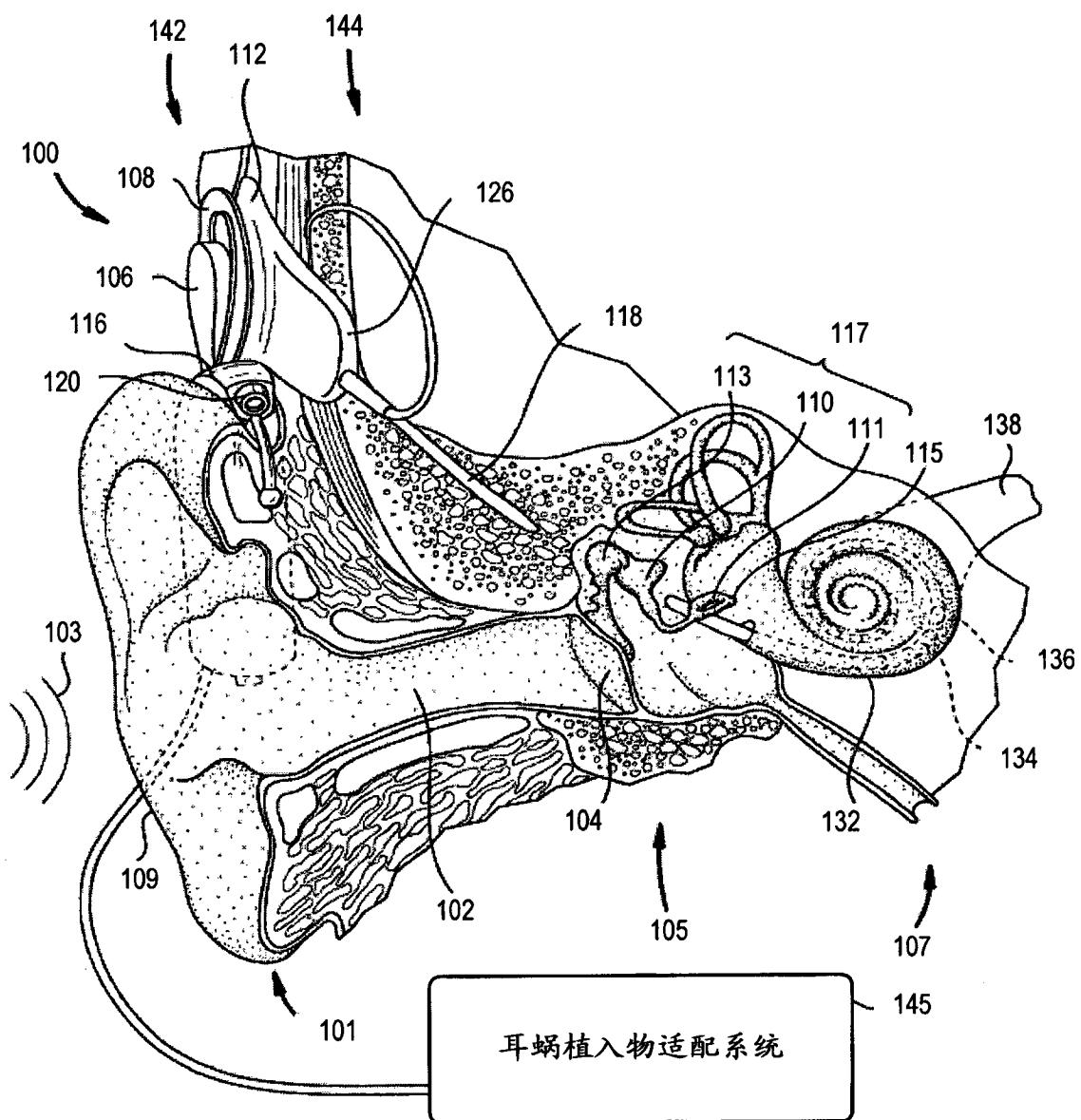


图 1A

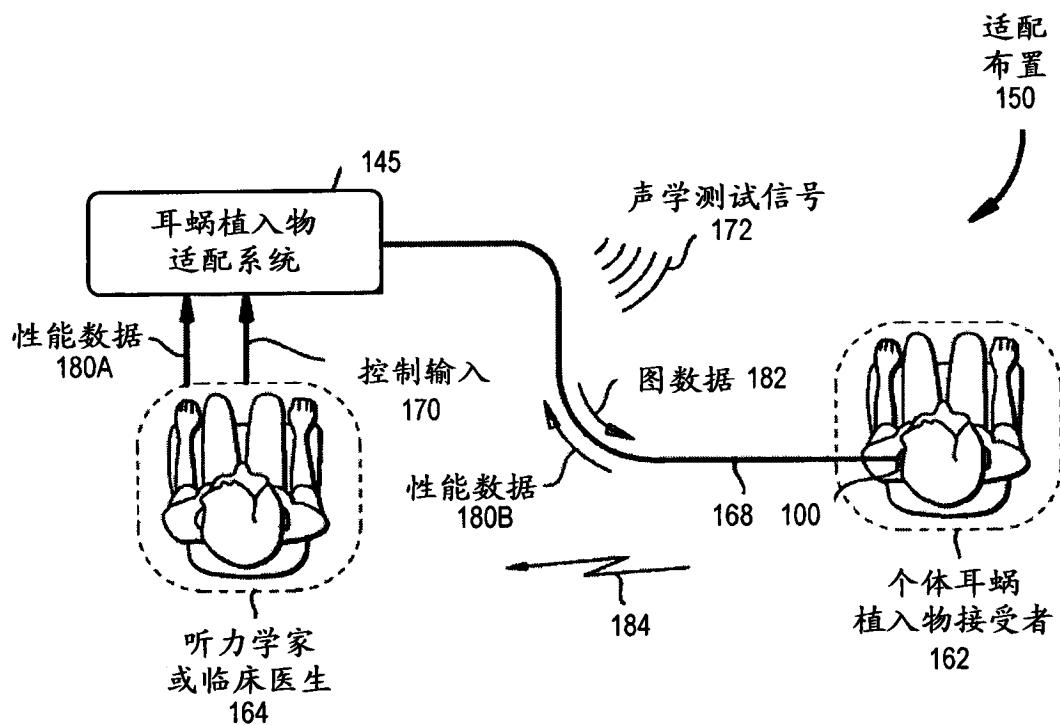


图 1B

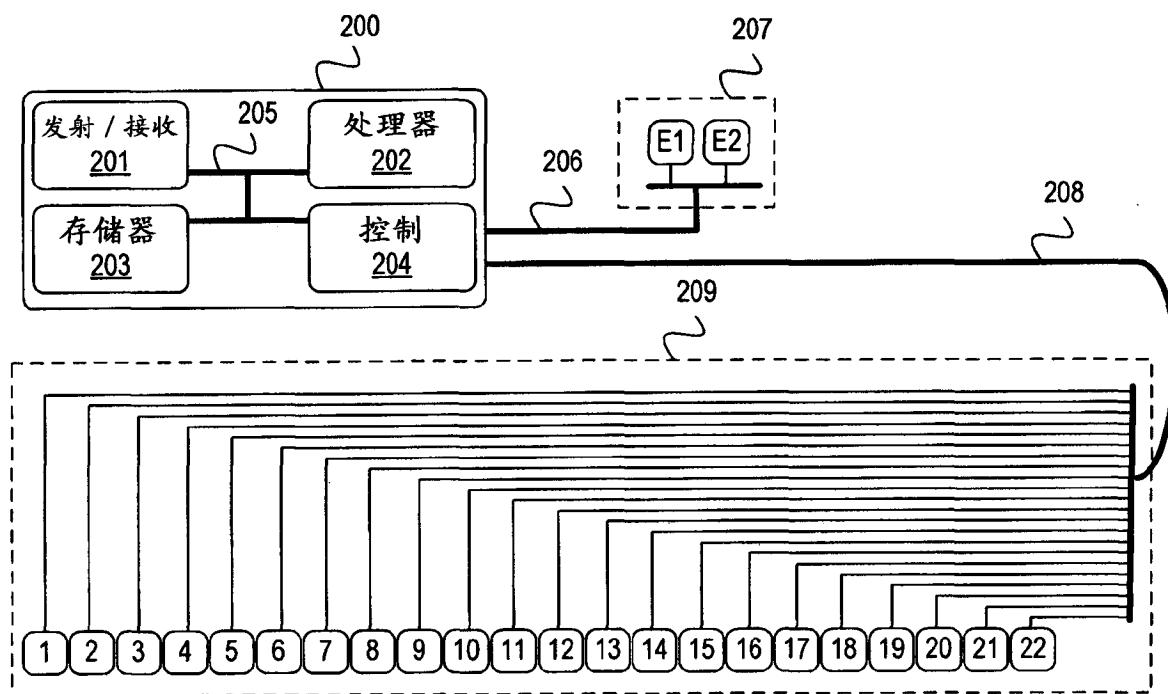


图 2A

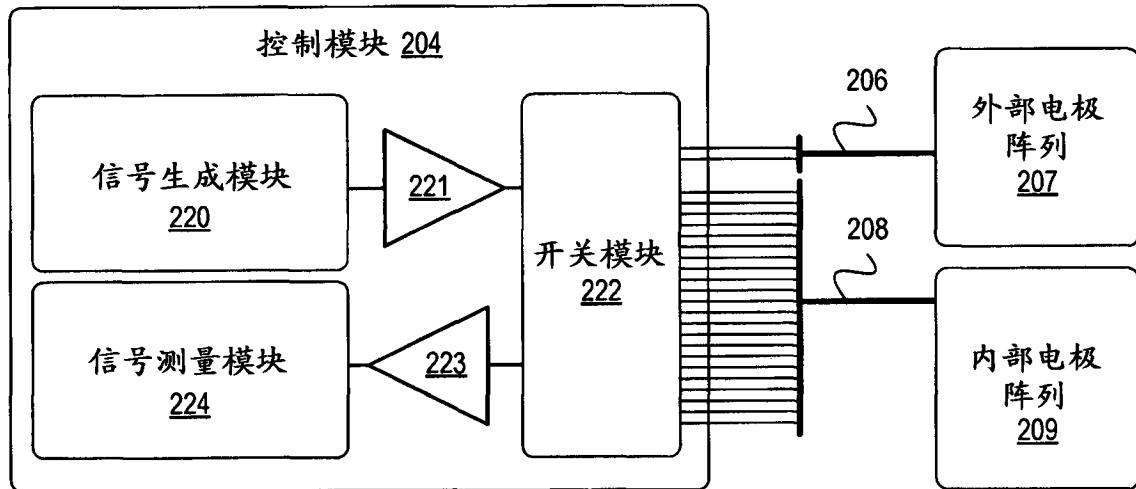


图 2B

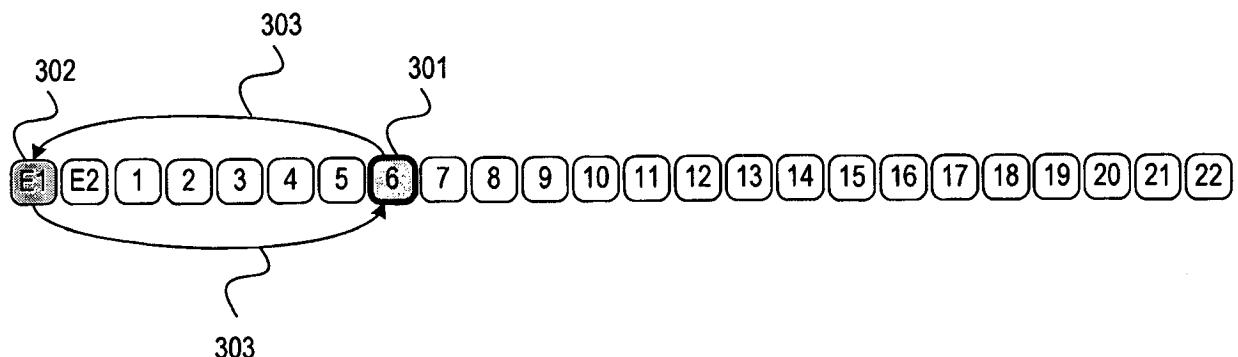


图 3A

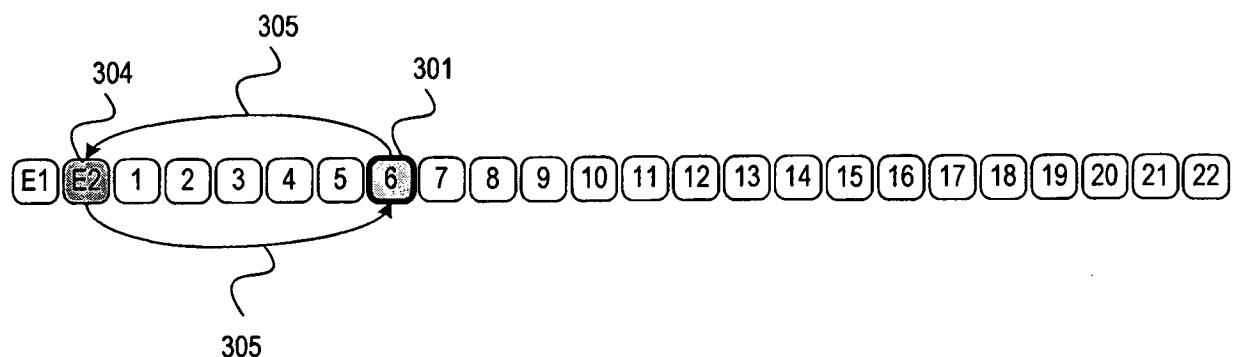


图 3B

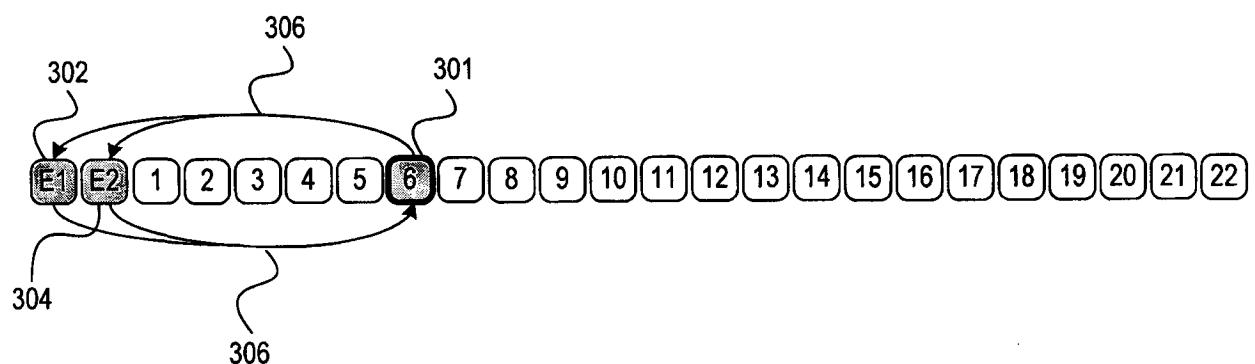


图 3C

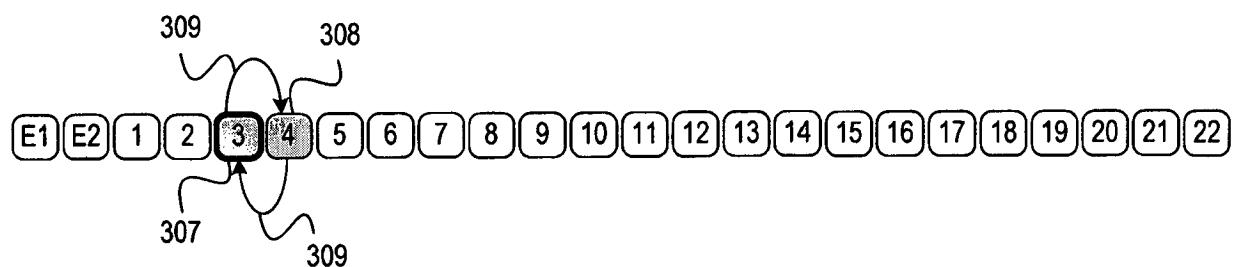


图 3D

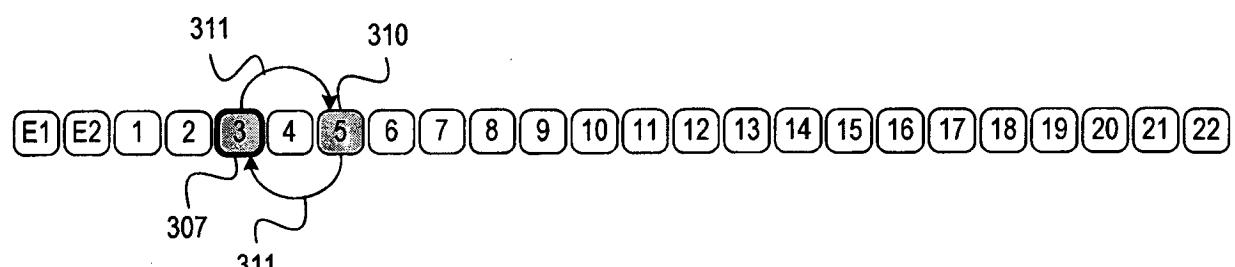


图 3E

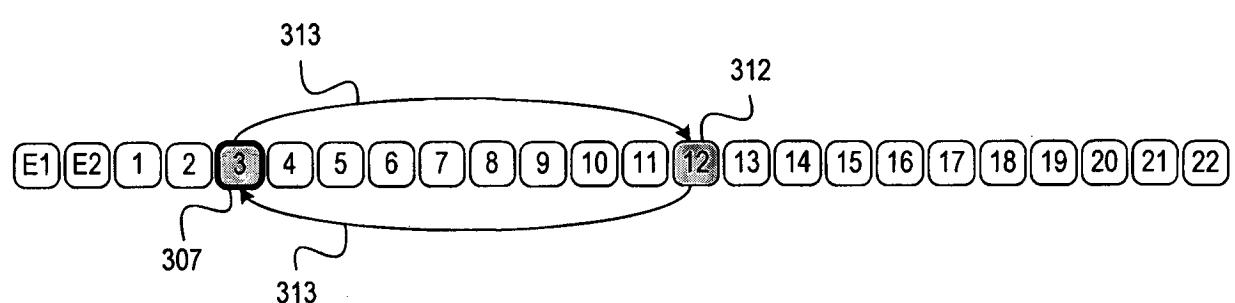


图 3F

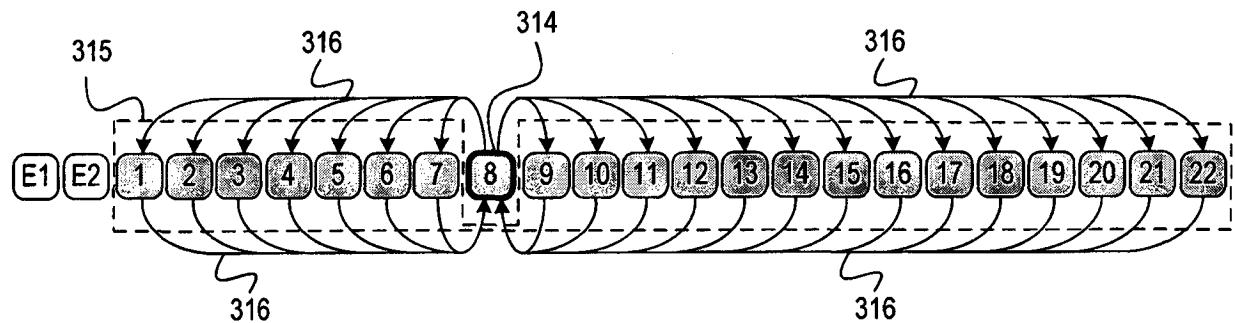


图 3G

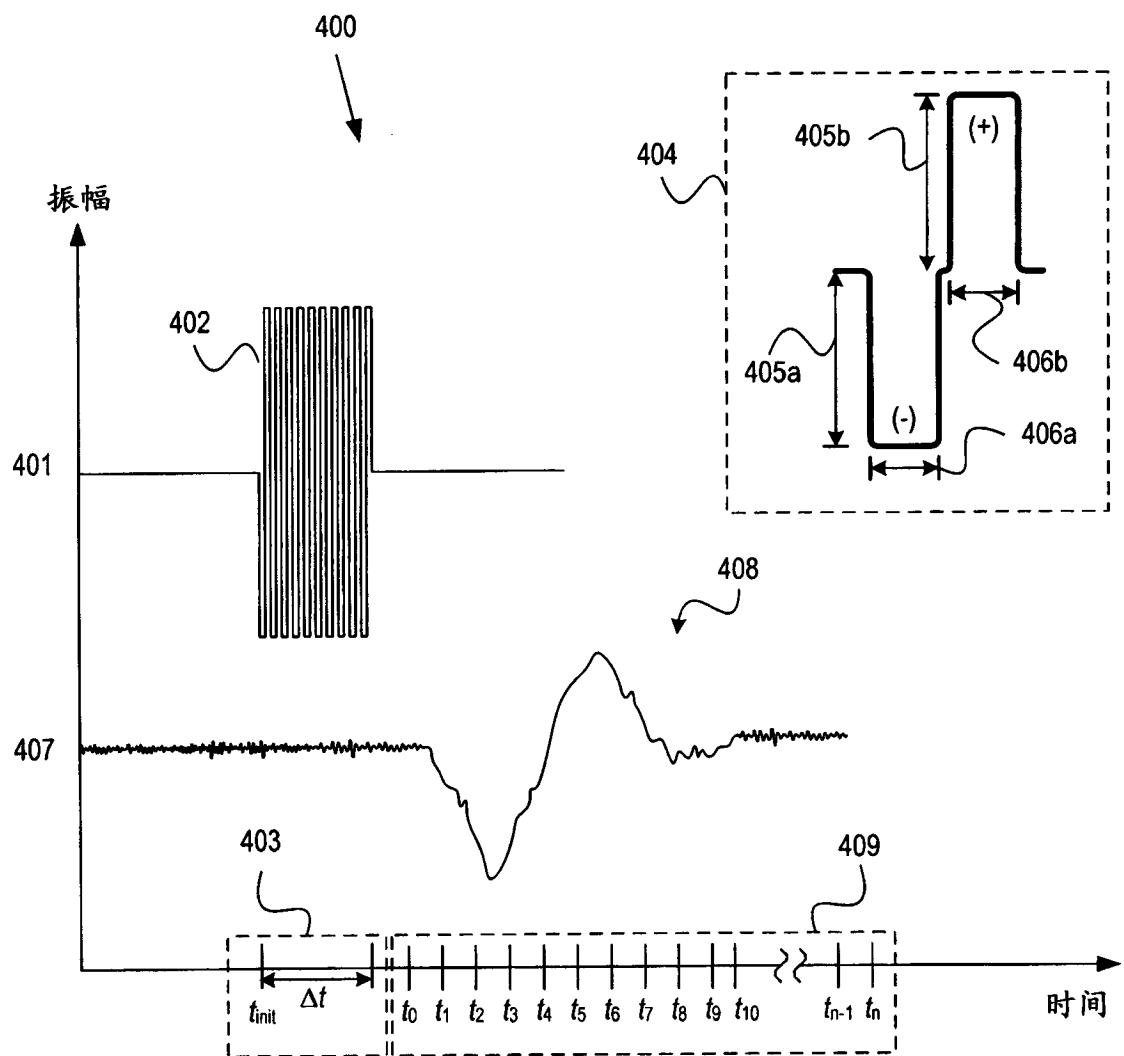


图 4

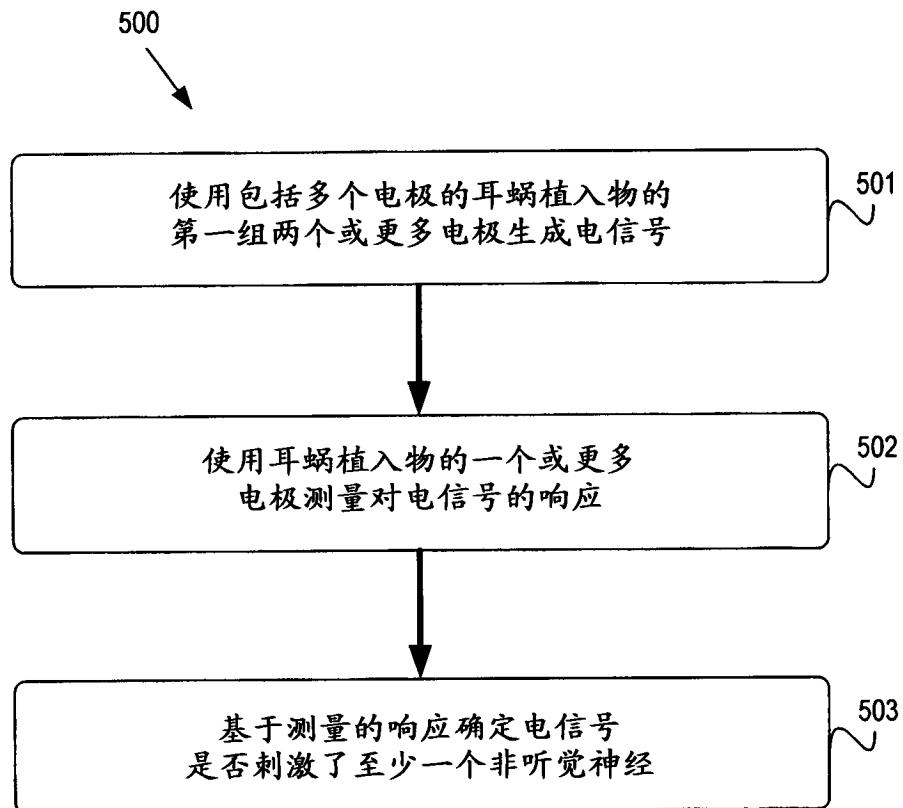


图 5

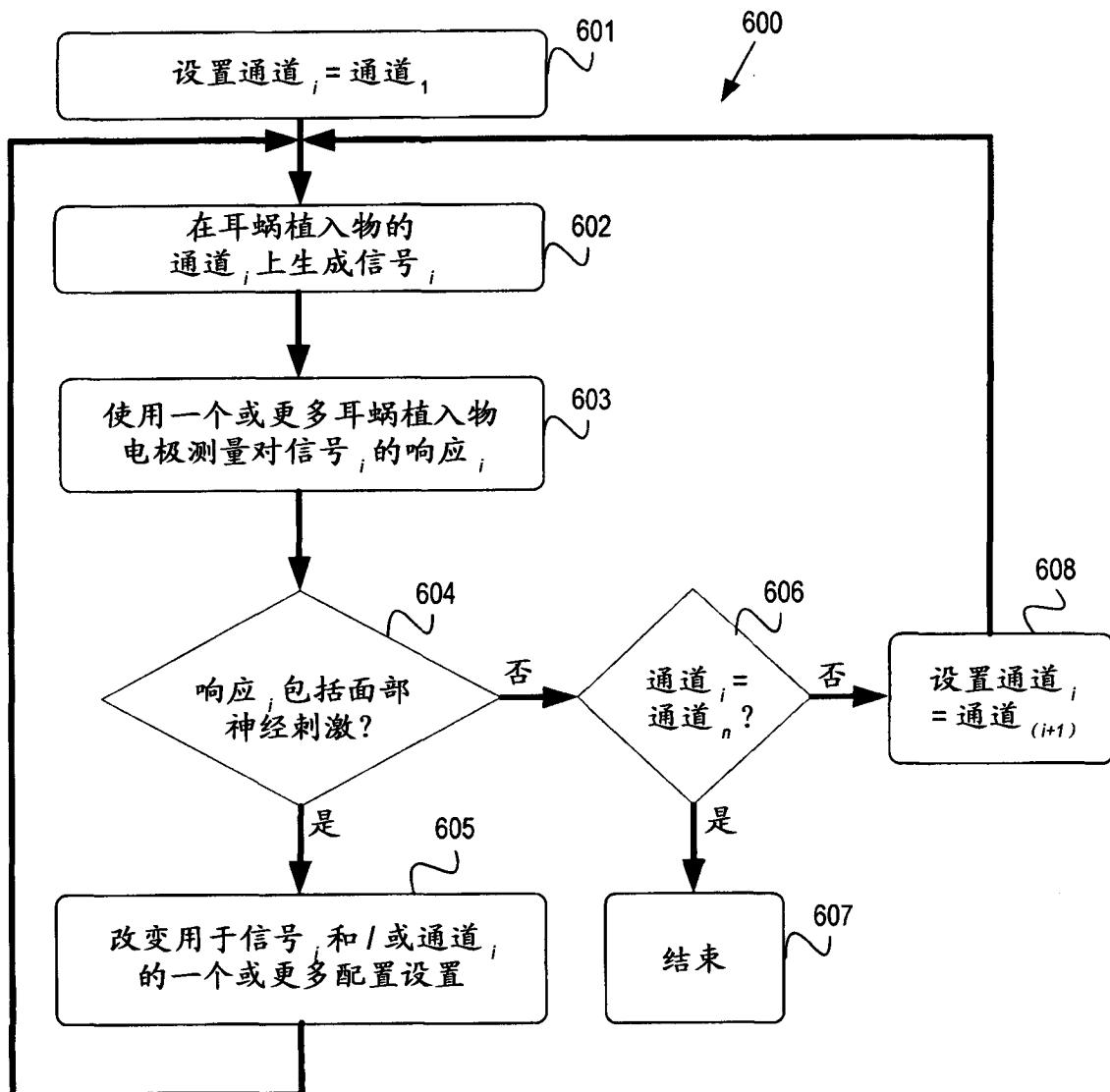


图 6