(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 101801455 B
(45)授权公告日 2013.10.23

(21)申请号 200880106661.5
(22)申请日 2008.09.11
(30)优先权数据
60/971,473 2007.09.11 US
(85)PCT申请进入国家阶段日
2010.03.11
(86)PCT申请的申请数据
PCT/US2008/075984 2008.09.11
(87)PCT申请的公布数据
WO2009/036146 EN 2009.03.19
(73)专利权人 MED-EL 电气医疗器械有限公司
地址 奥地利因斯布鲁克
(72)发明人 克莱门斯·M·齐尔霍费尔
(74)专利代理机构 中原信达知识产权代理有限责任公司 11219
代理人 张焕生 谢丽娜
(51)Int.Cl.
A61N 1/36(2006.01)
A61N 1/05(2006.01)

(56)对比文件
WO 01/13991 A1,2001.03.01,
US 5824022 A,1998.10.20, 全文.
US 7110821 B1,2006.09.19, 全文.
US 6289247 B1,2001.09.11, 全文.
Clemens M. Zierhofer、Reinhold Schatzer.《Simultaneous Intracochlear Stimulation Based on Channel Interaction》.《Biomedical Engineering, IEEE Transactions on》.2008, 第55卷(第7期),1907-1916.

审查员 刘可

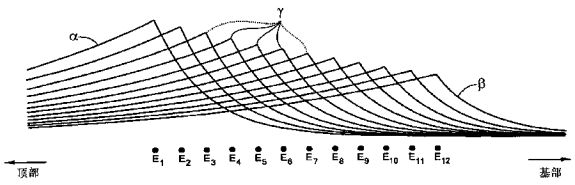
权利要求书2页 说明书15页 附图4页

(54)发明名称

同时的耳蜗内刺激

(57)摘要

一种用于同时激活在多通道电极阵列中的至少两个电极的方法、系统和计算机产品。所述方法包括:通过考虑反映来自每个电极的电场的几何重叠的空间通道交互的参数来计算在所述多通道阵列中的电极的脉冲幅度。计算至少部分地基于由在电极的第一侧的第一指数衰减常数 α 和在电极的第二侧的第二指数衰减常数 β 来表征的位置无关的冲击响应,使得第一指数衰减常数 α 对于所述阵列中的每个电极相同,并且第二指数衰减常数 β 对于所述阵列中的每个电极相同。



CN 101801455 B

1. 一种用于同时激活在具有 N 个通道的多通道电极阵列中的至少两个电极的方法，所述方法包括：

通过考虑反映来自每个电极的电场的几何重叠的空间通道交互的参数来计算在所述多通道阵列中的电极的脉冲幅度；其中，计算至少部分地基于位置无关的冲击响应，所述位置无关的冲击响应的特征在于在电极的第一侧的第一指数衰减常数 α 和在电极的第二侧的第二指数衰减常数 β，使得所述第一指数衰减常数 α 对于所述阵列中的每个电极相同，并且所述第二指数衰减常数 β 对于所述阵列中的每个电极相同，以及其中，计算进一步包括应用位置相关的加权因子 c_n（n = 1，2，…，N）来算出至少部分地由鼓阶的变化的直径和耳蜗内电极阵列的变化的直径导致的位置相关的冲击响应。

2. 根据权利要求 1 的方法，其中，计算包括使用三对角线矩阵的属性。

3. 根据权利要求 1 的方法，其中，所述第一指数衰减常数 α 不等于所述第二指数衰减常数 β。

4. 根据权利要求 1 的方法，其中计算包括：

确定给定位置相对于所述电极阵列的期望电位，至少部分地根据连续交错采样策略来确定所述期望电位；

通过把在所述给定位置的由每个符号相关的脉冲引起的电位相加以提供基本等于所述期望电位的在所述给定位置的总电位，来确定与电极相关联的同时的、符号相关的脉冲的幅度。

5. 根据权利要求 1 的方法，其中，所述多通道电极阵列使用具有远程地的单极配置。

6. 根据权利要求 1 的方法，其中，所述多通道电极阵列包括在所述阵列的开始处的第一电极和在所述阵列的结尾处的第二电极，并且其中，所述用于计算的方法包括：引入与所述第一电极和所述第二电极的至少一个相邻的伪电极。

7. 根据权利要求 1 的方法，其中，加权因子 c_n 呈指数分布，$c_n = \gamma^n$（n = 1，2，…，N）。

8. 一种耳蜗植入物系统，包括：

具有 N 个通道且包括至少两个电极的多通道电极阵列；以及

刺激器，所述刺激器根据反映来自每个电极的电场的几何重叠的空间通道交互来计算与电极相关联的电极刺激信号的幅度，其中，计算至少部分地基于位置无关的冲击响应，所述位置无关的冲击响应的特征在于在电极的第一侧的第一指数衰减常数 α 和在电极的第二侧的第二指数衰减常数 β，使得所述第一指数衰减常数 α 对于所述阵列中的每个电极相同，并且所述第二指数衰减常数 β 对于所述阵列中的每个电极相同，以及其中，计算包括应用位置相关的加权因子 c_n（n = 1，2，…，N）来算出至少部分地由鼓阶的变化的直径和耳蜗内电极阵列的变化的直径导致的位置相关的冲击响应。

9. 根据权利要求 8 的植入物系统，其中，所述第一指数衰减常数 α 不等于所述第二指数衰减常数 β。

10. 根据权利要求 8 的植入物系统，其中，所述刺激器使用三对角线矩阵的属性来确定所述电极信号的幅度。

11. 根据权利要求 8 的植入物系统，其中，用具有远程地的单极电极配置来布置所述电极阵列。

12. 根据权利要求 8 的植入物系统，其中，所述刺激器使用符号相关的脉冲来同时激活

所述至少两个电极。

13. 根据权利要求 8 的植入物系统，还包括语音处理器，所述语音处理器包括用于接收声音音频信号的滤波器组，所述滤波器组中的每个滤波器与所述多通道电极阵列中的电极之一相关联，并且其中，所述语音处理器从相关联的通道滤波器得出用于所述多通道电极阵列中的每个电极的加权因子。

14. 根据权利要求 8 的植入物系统，其中，所述多通道电极阵列包括在所述阵列的开始处的第一电极和在所述阵列的结尾处的第二电极，并且其中，当计算幅度时，所述刺激器引入与所述第一电极和所述第二电极的至少一个相邻的伪电极。

15. 根据权利要求 8 的植入物系统，其中，加权因子 c_n 呈指数分布，$c_n = \gamma^n$ ($n = 1, 2, \cdots, N$)。

同时的耳蜗内刺激

[0001] 交叉引用

[0002] 本申请要求在2007年9月11日提交的、名称为“SimultaneousIntracochlear Stimulation”的美国临时专利申请No.60/971,473的优先权，其因此通过引用被整体包含在此。

技术领域

[0003] 本发明涉及一种电神经刺激，更具体地涉及用于耳蜗植入物的同时的电神经刺激。

背景技术

[0004] 耳蜗植入物和其他内耳假体是帮助深度耳聋或者严重听力受损的人的一种选择。不像仅仅应用放大和修改的声音信号的传统助听器那样，耳蜗植入物基于听神经的直接电刺激。典型地，耳蜗植入物以使获得与正常听力最类似的听力印象的方式，来电气地刺激在内耳中的神经结构。

[0005] 图1示出了具有典型的耳蜗植入物系统的耳部的剖面图。正常的耳部通过外耳101向鼓膜102传送声音，鼓膜102移动中耳103的小骨，中耳103继而刺激耳蜗104。耳蜗104包括已知为前庭阶105的上通道和已知为鼓阶106的下通道，前庭阶105和鼓阶106通过蜗管107来连接。响应于所接收的由中耳103传送的声音，填充有流体的前庭阶105和鼓阶106用作换能器，用于发送波以生成电脉冲，所述电脉冲被传送到耳蜗神经113、并且最后传送到脑。频率处理看起来从耳蜗的基部区域到耳蜗的顶部区域在特性上改变，在基部区域，处理声音的最高频率分量，而在顶部区域，分析最低频率。

[0006] 一些人部分或者完全丧失正常的感觉神经听力。已经开发耳蜗植入物系统，通过直接刺激用户的耳蜗104来克服这个问题。典型的耳蜗假体实质上包括两个部分：语音处理器和植入刺激器108。语音处理器（在图1中未示出）典型地包括麦克风、用于整个系统的电源（电池）和处理器，所述处理器用于执行声信号的信号处理以提取刺激参数。在现有技术的假体中，语音处理器是耳后(BTE-)装置。植入的刺激器产生刺激模式(pattern)，并且通过电极阵列110向神经组织施行所述刺激模式，所述电极阵列110通常位于内耳中的鼓阶中。通常通过射频(RF-)链路来建立在语音处理器和刺激器之间的连接。注意经由RF-链路，刺激能量和刺激信息被传送。典型地，使用利用几百kBit/s的比特率的数字数据传送协议。

[0007] 用于耳蜗植入物的标准刺激策略的一个示例被称为“连续交错采样(CIS)”策略，文章：Wilson BS，Finley CC，Lawson DT，Wolford RD，Eddington DK，Rabinowitz WM，″Better speech recognition with cochlearimplants，″Nature，vol.352，236-238，July 1991，就描述了这样的策略，该文章通过引用被整体包含在此。在语音处理器中的用于CIS的信号处理典型地包含下面的步骤：

[0008] 1.通过滤波器组将音频范围划分为频谱带，

[0009] 2. 每个滤波器输出信号的包络检测，

[0010] 3. 包络信号（映射定律）的瞬时非线性压缩，以及

[0011] 4. 针对阈值 (THR) 和最舒适响度 (MCL) 级的适应性调节。

[0012] 在鼓阶中的每个刺激电极典型地与外部滤波器组的带通滤波器相关联。根据耳蜗的“tonotopic 原理”，高频带与更接近基部布置的电极相关联，以及低频带与在顶部方向上布置更深的电极相关联，如下面的文章所述：Greenwood DD，“A cochlear frequency-position function forseveral species-29years later，”J. Acoust. Soc. Am.，2593-2604，1990，该文章通过引用被整体包含在此。为了刺激，施加电荷平衡的电流脉冲——通常为双相对称脉冲。通过对压缩后的包络信号进行采样来获得所述刺激脉冲的幅度。作为典型的 CIS 范型，为了刺激，施加对称的双相电流脉冲，由压缩后的包络信号（上面的步骤 (3)）直接地获得刺激脉冲的幅度。这些信号被依序采样，并且以严格不重叠序列来施加刺激脉冲。因此，作为典型的 CIS 特征，同时仅仅有一个刺激通道是激活的。总刺激率比较高。例如，假定总刺激率为 18kpps，并且使用 12 通道的滤波器组，则每个通道的刺激率是 1.5kpps。这样的每个通道的刺激率通常足以用于包络信号的足够的时域表示。

[0013] 各种 CIS 参数对于语音感知的影响——诸如通道的数量和每个通道的刺激率等——已经被进行了研究（参见例如 Loizou PC，Poroy O，Dorman M，The effect of parametric variations of cochlear implantprocessors on speech understanding，”J. Acoust. Soc Am. 2000Aug；108(2)：790-802；以及 Wilson B，Wolford R，Lawson D，Speechprocessors for Auditory prostheses-Seventh quarterly progress report. NIH Project N01-DC-8-2105，这些文章的每个通过引用被整体包含在此），并且已经提出了旨在提供进一步的改善的新的设想。例如，一种方法基于随机共振的原理（参见例如 McNamara B and Wiesenfeld K，“Theory of stochastic resonance”Phys. Rev. A，39：4854-4869；RubinsteinJT，Wilson BS，Finley CC，Abbas PJ，“Pseudospontaneous activity：stochastic independence of auditory nerve fibers with electricalstimulation，”Hear. Res. 127，108-118，1999；以及 Morse RP and EvansEF，“Additive noise can enhance temporal coding in a computationalmodel of analogue cochlear implant stimulation，”Hear. Res. 133，107-119，1999，这些文章的每个通过引用被整体包含在此）。基本想法是模拟神经元中的自发行为，以提供在尖峰图案中的包络信号的更自然的表示。但是，迄今，这种和其他的方法还没有得到广泛的临床应用，主要因为与 CIS 相比较还没有找到在 CI 性能上的实质性提高。

[0014] 现在，结合所谓的“精细结构信息”看起来是进一步改善 CIS 的最有希望的方式。根据 Hilbert（即 Hilbert D，“Grundzüge einer allgemeinenTheorie linearer Integralgleichungen，”Teubner，Leipzig，1912，其通过引用被整体包含在此）中，能够将任何信号表示为缓慢变化的包络和包含时域精细结构的迅速改变的信号的乘积。当前的 CIS 策略仅仅使用包络信息；精细结构信息被丢弃。在 CIS 带通滤波器的响应中，时域精细结构信息利用信号的过零位置来表示，并且跟踪信号在其带通区域中的重心的确切频谱位置，包括该重心的时域过渡。例如，在元音频谱中的共振峰频率的时域过渡是用于感知在前的爆破音或者其他不出声的发音的很重要的线索。而且，对于带通滤波器输出的细节的仔细观察揭示，在过零的时域结构中清楚地呈现基音频率。在下面文章中描述的试验中研

究了包络和精细结构信息的相对重要性:Smith ZM, Delgutte B, Oxenham AJ,"Chimacric sounds reveal dichotomies inauditory perception,"Nature, vol.416,87-90, March 2002,该文通过引用被整体包含在此。存在这样的一些共识:对于 4-16 个的中间数量的处理通道,包络对于语音接收是最重要的,而时域精细结构对于音高感知(曲调识别)和声音定位是最重要的。

[0015] 根据这些结果,标准 CIS 相对于语音智能性(例如对于美式英语)是好选择。但是,关于音乐感知和所谓的声调语言(例如普通话汉语、广东话、越南语、泰语等)的感知,CIS 可能是次最优的,并且包含包络和时域精细结构信息的新的刺激策略可能具有实质性地改善 CI 性能的可能。这个假定被例如下述研究支持:FG Zeng, KB Nie, S Liu, GSStickney, E Del Rio, YY Kong, HB Chen, " Speech recognition withamplitude and frequency modulations, " Proc.nat.acad.of science 102:2293-2298,2005,该文通过引用被整体包含在此,其中,证明能够利用耳蜗植入体感知缓慢变化的频率调制,因此,推荐在未来的刺激策略中进行适当结合。

[0016] 考虑这样的新的刺激策略,很清楚,信息的增加将需要每个通道的更高的脉冲重复率。在坚持严格不重叠的脉冲的基本 CIS 范型的情况下,如果脉冲持续时间变短,则仅仅能够获得在脉冲率上的增大。但是,不能任意地减少脉冲持续时间,因为更短的脉冲为了足够的响度需要更高的脉冲幅度,并且脉冲幅度因为各种实际原因而受限,诸如因为最大植入物电源电压。此外,由于在有髓神经纤维中的郎氏结的属性,存在基本的神经时间常数,其在听神经中为大约 τ = 20-30 微秒(参见例如 Frijns J and ten Kate J,"A model of myelinated nerve fibers forelectrical prosthesis design,"Med.Biol.Eng.Comput., vol 32, pp.391-398,1994,该文通过引用被整体包含在此)。虽然跨膜电位对于刺激脉冲的响应比简单的一阶系统("频谱加速",参见例如 Zierhofer CM,"Analysis of a linear model for electrical stimulation of axons-criticalremarks on the "activating function concept"," IEEE Trans.BME, Vol.48, No.2, Feb.2001,该文通过引用被整体包含在此)的响应更快,但是应当避免比 τ 短得多的相持续时间,以便避免由于膜电容导致的电流短路。

发明内容

[0017] 根据本发明的一个实施例,提供了一种用于同时激活在多通道电极阵列中的至少两个电极的方法。所述方法包括:通过考虑反映来自每个电极的电场的几何重叠的空间通道交互的参数,计算在所述多通道阵列中的电极的脉冲幅度。计算至少部分地基于位置无关的冲击响应,所述冲击响应的特征在于:电极的第一侧处的第一指数衰减常数 α 和在电极的第二侧处的第二指数衰减常数 β,以便第一指数衰减常数 α 对于在所述阵列中的每个电极相同,并且第二指数衰减常数 β 对于在所述阵列中的每个电极相同。

[0018] 根据本发明的相关实施例,计算可以还包括:应用位置无关的加权因子,以算出位置无关的冲击响应。计算可以包括使用三对角线矩阵的属性。第一指数衰减常数 α 可以不等于第二指数衰减常数 β。所述方法可以还包括:使用符号相关的脉冲来同时激活所述至少两个电极。激活所述两个电极可以刺激听神经。所述多通道电极阵列可以使用具有远程地的单极配置。所述多通道电极阵列可以包括在阵列的开始处的第一电极和在阵列的结

尾处的第二电极，并且其中，用于计算的方法包括：引入伪电极，所述伪电极与所述第一电极和所述第二电极的至少一个相邻。

[0019] 在本发明的其他相关实施例中，计算可以包括：确定给定位置相对于电极阵列的期望电位，至少部分地根据连续交错采样策略来确定所述期望电位。通过对在所述给定位置的来自每个符号相关脉冲的引发电位进行相加，以便提供大致等于所述期望电位的、在所述给定位置的总电位，来计算与电极相关联的、同时的符号相关脉冲的幅度。

[0020] 根据本发明的另一个实施例，一种耳蜗植入物系统包括：具有至少两个电极的多通道电极阵列。刺激器根据反映来自每个电极的电场的几何重叠的空间通道交互来计算与电极相关联的电极刺激信号的幅度。计算至少部分地基于位置无关的冲击响应，所述冲击响应的特征在于在电极的第一侧处的第一指数衰减常数 α 和在电极的第二侧处的第二指数衰减常数 β，使得第一指数衰减常数 α 对于在所述阵列中的每个电极相同，并且第二指数衰减常数 β 对于在所述阵列中的每个电极相同。

[0021] 根据本发明的相关实施例，当计算所述电极刺激信号的幅度时，刺激器应用位置相关的加权因子，以算出位置相关的冲击响应。所述植入物系统可以使用三对角线矩阵的属性来确定电极信号的幅度。第一指数衰减常数 α 可以不等于第二指数衰减常数 β。可以以具有远程地的单极电极配置来布置电极阵列。所述刺激器可以使用符号相关脉冲来同时激活所述至少两个电极。所述多通道电极阵列可以是用于模拟听神经的耳蜗植入物的一部分。所述系统可以还包括语音处理器，所述语音处理器包括用于接收声音音频信号的滤波器组，在所述滤波器组中的每个滤波器与在所述多通道电极阵列中的电极之一相关联。所述语音处理器从相关联的通道滤波器得出在所述多通道电极阵列中的每个电极的加权因子。

[0022] 根据本发明的另一个实施例，提供了一种用于计算机系统上的计算机程序产品，用于刺激在多通道电极阵列中的电极。每个通道与在所述阵列中的电极相关联。所述计算机程序产品包括计算机可用介质，所述计算机可用介质上具有计算机可读程序代码。所述计算机可读程序代码包括程序代码，所述程序代码用于：根据反映来自每个电极的电场的几何重叠的空间通道交互来计算与电极相关联的电极刺激信号的幅度。计算至少部分地基于位置无关的冲击响应，所述冲击响应的特征在于在电极的第一侧处的第一指数衰减常数 α 和在电极的第二侧处的第二指数衰减常数 β，使得第一指数衰减常数 α 对于在所述阵列中的每个电极相同，并且第二指数衰减常数 β 对于在所述阵列中的每个电极相同。

[0023] 根据本发明的相关实施例，用于计算的程序代码可以还包括：用于应用位置相关的加权因子以算出位置相关的冲击响应的程序代码。所述用于计算的程序代码可以包括使用三对角线矩阵的属性。第一指数衰减常数 α 可以不等于第二指数衰减常数 β。所述计算机程序产品可以还包括用于使用符号相关脉冲来同时地刺激所述至少两个电极的程序代码。所述多通道电极阵列可以是用于模拟听神经的耳蜗植入物的一部分。所述多通信电极阵列可以使用具有远程地的单极配置。所述多通道电极阵列可以包括在阵列的开始处的第一电极和在阵列的结尾处的第二电极，并且其中，用于计算的程序代码包括：引入伪电极，所述伪电极与所述第一电极和所述第二电极的至少一个相邻。

[0024] 在本发明的其他相关实施例中，用于计算的程序代码可以包括：用于确定给定位置相对于电极阵列的期望电位的程序代码，至少部分地根据连续交错采样策略来确定所述

期望电位。通过对在所述给定位置的来自每个符号相关脉冲的引发电位进行相加，以便提供大致等于所述期望电位的、在所述给定位置的总电位，来计算与电极相关联的、同时的符号相关脉冲的幅度。

附图说明

[0025] 通过参考下面详细说明结合参考附图，更容易明白本发明的上述特征，其中：

[0026] 图 1 示出了具有典型的耳蜗植入物系统的耳部的剖视图；

[0027] 图 2 示出了根据本发明的一个实施例的耳蜗的一维模型，并且包括布置在鼓阶中的 12 通信电极阵列和在所述鼓阶外部的返回电极；

[0028] 图 3(a-c) 示出了根据本发明的一个实施例的在 12 通道系统中的电位分布的定性图，其中，在电极 E_1、E_5、E_{10}、E_{11} 和 E_{12} 中依序施加脉冲；

[0029] 图 4 示出了根据本发明的一个实施例的 12 通道同时刺激系统的电位分布；

[0030] 图 5 示出了根据本发明的一个实施例的位置相关的冲击响应。

具体实施方式

[0031] 在说明性实施例中，提供了一种用于耳蜗植入物的同时刺激方法和系统。一组依序刺激脉冲 (sequential stimulation pulses)——在小于或者等于神经元的大约绝对不应期的持续时间中被施加——被替换为一组同时脉冲 (simultaneous pulses)，所述一组同时脉冲具有考虑空间通道交互 (spatial channel interaction) 的参数而适配的幅度。如果在单个电极中的单元响应具有涉及两个不同衰减常数 α（向顶部）和 β（向基部）的指数衰减，则可以大大地降低用于幅度适配的计算量。如大体所示，在这种情况下，通道交互矩阵的逆是三对角线矩阵。这种新的范型 (paradigm) 基于具有技术上合理的相延续时间的脉冲。理论上，在 N 通道系统中的每秒的脉冲的数量可以从 N 增加到 N^2。同时的刺激脉冲典型地在单极电极配置中是符号相关的。如果标准依序范型和同时范型这两种情形使用相同的脉冲率，则从耳蜗植入物病人获得的结果显示出，用于标准依序范型和同时范型的语音感知至少是相同的。

[0032] 同时刺激

[0033] 符号相关的刺激脉冲

[0034] 在本发明的各个实施例中，所述系统使用在单极电极配置中的同时的、符号相关的刺激脉冲。一般通过下述两个条件来定义符号相关脉冲：(i) 所有脉冲在时间上基本上 100％同步，以及 (ii) 所有脉冲具有基本上相同的电流方向（即相同的符号）。

[0035] 根据本发明的一个实施例，图 2 示出了耳蜗的一维模型，由展开的导管表示，并且包括布置在鼓阶中的 12 通道电极阵列 260 和在外部的返回电极 240（通常在颞肌之下）。这样的方案被称为单极电极配置。假定由电极触头 E_1-E_{12} 220-231 表示的所述电极阵列被具有比骨质的耳蜗壁高得多的电导的流体和组织围绕（参见例如 Suessermann MF, Spelman FA,“Lumped-parameter model for in vivo cochlear stimulation,”IEEE Trans.BME, Vol.40, No.3, March 1993,其通过引用被整体包含在此）。假定易激动的神经元在骨质螺旋板后面的神经纤维通道中且在鼓阶外部（参见例如 Geisler CD″ From sound to synapse, ″ ISBN0-19-510025-5, Oxford University Press,1998,其通过引

用被整体包含在此）。在电流源 Q_1-Q_{12} 200-231 中产生刺激脉冲。在图 1 中，在电流源 Q_1 200、Q_5 204、Q_{10} 209 和 Q_{12} 211 中同时生成具有不同幅度的符号相关的双相脉冲，以便生成双相波形 i1(t)250、i5(t)251、i10(t)252 和 i12(t)253。所有电流脉冲的和被强制流过在耳蜗外部的参考电极。但是，因为所有的激活电极在同一传导介质中，因此由各个激活电极所引起的电位会在鼓阶自身并且在神经元位置表现出相当大的几何重叠 (geometric overlapping)。这种效应已知为空间通道交互 (spatialchannel interaction)。但是，虽然有通道交互，但是符号相关结合单极配置，确保所有正在流入远程地电极 240 的电流的总和，即在两个脉冲相位中的电荷的 100％，被强制流过神经元的区域。注意，这个特征鉴于所给出并且与所谓的双极或者多极配置的情况不同的配置，是特有的 [参见例如 Van den Honert C, Stypulkowski,“Single fiber mapping ofspatial excitation patterns in the electrically stimulated auditorynerve,“Hear.Res.29,195-206,1987 ; , 以及 Miyoshi S, Sakajiri M, Ifukube T, Matsushima J,“Evaluation of the tripolar electrode stimulationmethod by numerical analysis and animal experiments for cochlearimplants,”Acta Otol.Suppl.532 :123-5,1997，这些文章的每个通过引用被整体包含在此]。例如，在双极配置中，汇 (sink) 电极和源电极都在鼓阶中，并且典型地分开 1-3 毫米。远程地电极被省略。对于刺激，与脉冲相位的相反符号同时地操作激活电极。虽然这导致在电极附近的电场的更好的集中并且因此缓和通道交互，但是有重要的缺点。因为耳蜗内介质的高导电率表示在被激活的电极之间的低阻抗分路，因此大多数电流流在鼓阶中，而未达到神经元的位置。与单极配置相比较，阈上刺激需要实质上更高的刺激脉冲幅度，这导致大大提高的植入物功耗。另外，在电极触头的金属表面上发生很高的电流密度，这可能引起安全问题，如在下文中所述 :Brummer SB, Turner MJ," Electrical stimulation with Pt electrodes :II-Estimation of maximumsurface redox(theoretical non-gassing)limits,”IEEE Trans.BME, Vol.24, Sept.1977，该文通过引用被整体包含在此。

[0036] 通道交互补偿 - 基本概念

[0037] 下面的讨论的开始点是标准 CIS 范型。考虑由依序施加的双相电流脉冲的序列引起的在鼓阶中的电压电位。下面，仅仅考虑刺激脉冲的去极化相位，并且为了方便，正符号与各个电位分布相关联。再一次使用如在图 2 中的耳蜗的简单一维模型，并且假定组织的纯欧姆性能 (参见 A Kral, R Hartmann, D Mortazavi, R Klinke, " Spatial resolution ofcochlear implants :the electrical field and excitation of auditory afferents, " Hear.Res.121, pp.11-28, July 1998，其通过引用被整体包含在此)。图 3(a-c) 示出了根据本发明的一个实施例的、在 12 通道系统中的电位分布的定性图，其中，在电极 E_1、E_5、E_{10}、E_{11} 和 E_{12} 中依序施加脉冲。在 E_1 中的第一脉冲如图 3(a) 中所示发生。关于由于在电极 E_1(上板) 中的第一脉冲导致的电压分布 $u_1(x)$，将在所述电极的紧邻附近激活大多数神经元，并且被激活的神经元的数量将随着到 E_1 的距离的增加而减少。紧接着第一脉冲之后，立即发生在 E_5 中的第二脉冲，并且在 E_5 中的第二脉冲引起电位 $u_5(x)$，如图 3(b) 中所示。但是，这个脉冲将激活更少的新神经元，因为由于空间通道交互，因此 $u_5(x)$ 部分地被 $u_1(x)$ 掩盖，因此在 E_5 附近的许多神经元已经被第一脉冲激活。这些神经元不能被再一次再触发，因为它们在不应状态中。如图 3(b) 中所示，可以仅仅根据在 $u_5(x)$ 下的阴影区

域来得出新的神经元。类似地，下面的脉冲的每个与它们被独立地激活的情况相比较，能够仅仅招募一部分神经元。如果在等于或者短于大约神经元的绝对不应期（大约等于1毫秒）的周期中施加所有顺序脉冲，则不应效应结合空间通道交将引起招募轮廓（recruitment profile），所述招募轮廓大致得自于独立依序施加的电位分布的轮廓（contour）电位，如图3(c)中所示。在电极E_{11}中的脉冲被其前面的脉冲所掩盖，因此对轮廓电位没有贡献。注意在图3(a-c)中的示例中，在电极E_{11}中引起的脉冲不能激活神经元，因为相关联的电位分布完全被其前面的脉冲的电位所掩盖。

[0038] 在说明性实施例中，一组依序施加的脉冲的轮廓电位利用所谓的“和电位(summation potential)”来近似，其利用一组符号相关的同时脉冲来生成。所述轮廓电位得从在比神经纤维的大约一个绝对不应期更短的时段中施加的顺序脉冲获得。规定在这种情况下，和电位与轮廓电位本质上导致相同模式(pattern)的神经元激活。同时脉冲的幅度得自于顺序幅度，但是根据空间电位叠加来修改。在激活电极的位置处，和电位与轮廓电位应当是相等的。这个概念被称为“通道交互补偿(CIC)”。例如，如果据此修改并且同时应用在图2中的示例中的电极E_1、E_5、E_{10}和E_{12}中的脉冲幅度，则它们导致在图4中描述的和电位。根据需要，和电位（圆圈）和轮廓电位(+符号）在电极位置处是重合的。在这些位置之间，与顺序轮廓相比较，和电位不太明显。

[0039] 分析

[0040] 一般空间冲击响应

[0041] 假定耳蜗的一维模型以及该组织的线性和欧姆性能，则通过下面的公式来给出由在位置x_n的第n个电极中的单个电流幅度$I_{sequ,n}$引起的电压分布$u_n(x)$：

[0042] $$u_n(x) = I_{sequ,n} r_n(x-x_n), \qquad (1)$$

[0043] 其中，函数$r_n(x)$表示与第n个电极相关联的空间冲击响应。典型地，每个电极具有其特定的响应$r_n(x)$，但是所有的响应共有的是，最大值发生在$x = 0$，并且它们在两侧上单调地衰减（参见例如Kral A，Hartmann R，Mortazavi D，Klinke R，″ Spatial resolution of cochlearimplants：the electrical field and excitation of auditory afferents，″ Hear.Res.121，11-28，1998；以及Zierhofer CM，Hochmair-Desoyer IJ，Hochmair ES，″ Electronic design of a cochlear implant for multichannelhigh-rate pulsatile stimulation strategies，″ IEEE Trans.Rehab.Eng.，Vol.3，March 1995，它们每个通过引用被整体包含在此）。因此，通过下面的公式来给出在电极位置$x = x_n$处的峰值电位$U_{max,n}$：

[0044] $$U_{max,n} = I_{sequ,n} r_n(0), \qquad (2)$$

[0045] 在当前的概念，要求同时幅度I_n引起和电位，所述和电位在激活电极的位置处等于峰值电位。为了方便，假定具有电极间距$d = x_n - x_{n-1}$的等距的电极。如果N通道系统的所有电极被同时激活，则获得下面一组等式：

[0046] $$U_{max,1} = I_1 r_1(0) + I_2 r_2(-d) + I_3 r_3(-2d) + \ldots + I_N r_N(-(N-1)d)$$

[0047] $$U_{max,2} = I_1 r_1(d) + I_2 r_2(0) + I_3 r_3(-d) + \ldots + I_N r_N(-(N-2)d)$$

[0048] $$U_{max,N} = I_1 r_1((N-1)d) + I_2 r_2((N-2)d) + I_3 r_3((N-3)d) + \ldots + I_N r_N(0) \qquad (3)$$

[0049] 使用向量表示并且将(2)插入(3)中，得到在顺序幅度和同时幅度之间的关系为：

[0050] $$\begin{pmatrix} I_{sequ,1} \\ I_{sequ,2} \\ \cdots \\ I_{sequ,N} \end{pmatrix} = \mathbf{H}_0 \begin{pmatrix} I_1 \\ I_2 \\ \cdots \\ I_N \end{pmatrix}, \quad (4)$$

[0051] 其中，H_0 表示所谓的“通道交互矩阵”

[0052] $$\mathbf{H}_0 = \begin{pmatrix} 1 & \frac{r_2(-d)}{r_1(0)} & \cdots & \frac{r_N(-(N-1)d)}{r_1(0)} \\ \frac{r_1(d)}{r_2(0)} & 1 & \cdots & \frac{r_N(-(N-2)d)}{r_2(0)} \\ \cdots & \cdots & \cdots & \cdots \\ \frac{r_1((N-1)d)}{r_N(0)} & \frac{r_2((N-2)d)}{r_N(0)} & \cdots & 1 \end{pmatrix}. \quad (5)$$

[0053] 可以使用下式来计算同时幅度

[0054] $$\begin{pmatrix} I_1 \\ I_2 \\ \cdots \\ I_N \end{pmatrix} = \mathbf{H}_0^{-1} \begin{pmatrix} I_{sequ,1} \\ I_{sequ,2} \\ \cdots \\ I_{sequ,N} \end{pmatrix}, \quad (6)$$

[0055] 其中，H_0^{-1} 是 H_0 的逆。在各种 CIC 应用中，不是全部而仅是电极的子集是用于同时激活的候选者。方程组 (4) 通过从幅度向量（顺序的和同时的）中去除未使用的电流幅度来简化，并且从矩阵 H_0 删除对应的行和列。这个过程被称为“CIC 系统的约简”。

[0056] 一般，从 CIC 过程获得的同时幅度能够包括负解。负幅度表示需要具有逆相位的脉冲来实现期望的和电位。但是，这样的脉冲与符号相关的原理矛盾，因此不适用，并且需要被排除。这需要 CIC 系统的另一种约简和使用修改后的交互矩阵来再计算剩余的幅度。理论上，新的解能够再一次包括负幅度，因此重复再计算的过程，直到获得仅仅具有正同时幅度的向量。在大多数极端情况下，仅仅剩余一个幅度，在这种情况下，一般地，“同时”幅度和“顺序”幅度相等。

[0057] 对于在具有有限空间和功率资源的耳蜗植入物系统中的实际实现，所述的迭代 CIC 过程是计算难题。特别矩阵逆引起问题。对于实时操作来说，诸如高斯 - 约当算法的标准矩阵求逆过程难于实现。另一方面，存储逆矩阵 (inverted matrix) 的系数需要大量存储器。简单考虑显示，对于具有 K 个同时幅度的 CIC 系统，需要存储 2^K 个不同的逆矩阵以及总数为 $\sum_{i=0}^{K}\binom{K}{i}(K-i)^2$ 个的矩阵系数。对于 K = 12，这导致 4096 个矩阵和 159744 个系数。

[0058] 具有指数衰减的空间冲击响应

[0059] 位置无关的冲击响应

[0060] 在本发明的说明性实施例中，如果将冲击响应 $r_n(x)$ 假定为由下述两个指数衰减的分支构成的位置无关的函数，则可以大幅度地减少 CIC 的计算成本，

[0061]

$$r_n(x)=r(x)=\begin{cases} r_0\exp\left(\frac{x}{\lambda_{apex}}\right) & \text{对 } x<0,\text{和} \\ r_0\exp\left(-\frac{x}{\lambda_{base}}\right) & \text{对 } x\geq 0, \end{cases} \tag{7}$$

[0062] r_0作为常数参数，λ_{apex}和λ_{base}分别是向着顶部和基部的指数衰减常数。注意，响应(7)表示与实际情况的非常粗略的近似。但是，如在随后的部分中将示范的，在此得出的矩阵演算(calculus)可以被用于具有指数衰减的位置相关的冲击响应的更的情况。假定具有电极间距d的等距电极允许将两个常数α和β定义为

[0063] $$\alpha=\exp\left(-\frac{d}{\lambda_{apex}}\right),\text{和}$$

[0064] $$\beta=\exp\left(-\frac{d}{\lambda_{base}}\right). \tag{8}$$

[0065] 利用α和β，在(5)中插入(7)得到交互矩阵

[0066] $$\mathbf{H}=\begin{pmatrix} 1 & \alpha & \alpha^2 & \dots & \alpha^{N-1} \\ \beta & 1 & \alpha & \dots & \alpha^{N-2} \\ \beta^2 & \beta & 1 & \dots & \alpha^{N-3} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \beta^{N-1} & \beta^{N-2} & \beta^{N-3} & \dots & 1 \end{pmatrix}. \tag{9}$$

[0067] 幸运的是，这个矩阵H具有显著的有益属性，如下所示。作为第一重要特征，如果衰减常数在[0≤α<1]和[0≤β<1]的范围中，则矩阵H是非奇异的。能够容易地看出这一点，因为各列以及各行显然不是彼此线性相关的。使用(9)，能够将方程组(4)写为

[0068] $$I_{sequ,1}=I_1+\alpha I_2+\alpha^2 I_3+\alpha^3 I_4+\dots+\alpha^{N-1}I_N$$

[0069] $$I_{sequ,2}=\beta I_1+I_2+\alpha I_3+\alpha^2 I_4+\dots+\alpha^{N-2}I_N$$

[0070] $$I_{sequ,3}=\beta^2 I_1+\beta I_2+I_3+\alpha I_4+\dots+\alpha^{N-3}I_N$$

[0071] $$I_{sequ,N}=\beta^{N-1}I_1+\beta^{N-2}I_2+\beta^{N-3}I_3+\beta^{N-4}I_4+\dots+I_N. \tag{10}$$

[0072] 对于与图3一致的下面的讨论，电极序号(index)被假定为从顶部向基部、即从左向右增加。在CIC约简过程中，典型地选择电极的子集，并且删除用于不使用的顺序幅度的等式，且将不使用的同时幅度设置为0。例如，考虑12通道系统，其中，具有序号3、5、8、9和11的电极已经被选择来用于同时刺激。电极3是最左的电极，其向右的下一个邻居是5，并且电极11是最右的电极，其向左的下一个邻居是9。电极5、8和9分别具有两个邻居，即3和8、5和9、以及8和11。一般，如果具有序号k的电极具有两个邻居，所述两个邻居具有序号$k-L_1$和$k+L_2(L_1\geq 1, L_2\geq 1)$，则相关联的幅度是$I_{sequ,k}$、$I_{sequ,k-L1}$和$I_{sequ,k+L2}$。多项式$\sigma_n$和$\rho_n(n=1,2,\dots,N)$的定义

[0073] $$\sigma_n=\sum_{i=1}^{n}\beta^{n-i}I_i=\beta^{n-1}I_1+\beta^{n-2}I_2+\dots+I_n$$

[0074] $$\rho_n=\sum_{i=n}^{N}\alpha^{i-n}I_i=I_n+\alpha I_{n+1}+\dots+\alpha^{N-n}I_N \tag{11}$$

[0075] 允许将幅度 $I_{sequ,k}$ 和两个相邻的幅度 $I_{sequ,k-L1}$ 和 $I_{sequ,k+L2}$ 表达为：

[0076] $I_{sequ,k-L1} = \sigma_{k-L1} + \rho_{k-L1} - I_{k-L1}$

[0077] $I_{sequ,k} = \sigma_{k} + \rho_{k} - I_{k}$

[0078] $I_{sequ,k+L2} = \sigma_{k+L2} + \rho_{k+L2} - I_{k+L2}$. (12)

[0079] 对于 (10) 的详细查看揭示下面的恒等式：

[0080] $$\sigma_{k-L1} = \frac{1}{\beta^{L1}}(\sigma_k - I_k)$$

[0081] $\rho_{k-L1} - I_{k-L1} = \alpha^{L1} \rho_{k}$, (13)

[0082] 以及

[0083] $$\rho_{k+L2} = \frac{1}{\alpha^{L2}}(\rho_k - I_k)$$

[0084] $\sigma_{k+L2} - I_{k+L2} = \beta^{L2} \sigma_{k}$. (14)

[0085] 向 (12) 中插入 (13) 和 (14)，得到

[0086] $$I_{sequ,k-L1} = \frac{1}{\beta^{L1}}\sigma_k + \alpha^{L1}\rho_k - \frac{1}{\beta^{L1}} I_k$$

[0087] $I_{sequ,k} = \sigma_{k} + \rho_{k} - I_{k}$

[0088] $$I_{sequ,k+L2} = \beta^{L2}\sigma_k + \frac{1}{\alpha^{L2}}\rho_k - \frac{1}{\alpha^{L2}} I_k.$$ (15)

[0089] 这个方程组由具有三个未知的变量 σ_k、ρ_k 和 I_k 的三个方程式构成，所述三个公式。I_k 的隔离得到

[0090] $I_k = a(L_1) I_{sequ,k-L1} + b(L_1, L_2) I_{sequ,k} + c(L_2) I_{sequ,k+L2}$, (16)

[0091] 其中，

[0092] $$a(L_1) = \frac{-\beta^{L1}}{1-(\alpha\beta)^{L1}}$$

[0093] $$b(L_1, L_2) = \frac{1-(\alpha\beta)^{L1+L2}}{(1-(\alpha\beta)^{L1})(1-(\alpha\beta)^{L2})}$$

[0094] $$c(L_2) = \frac{-\alpha^{L2}}{1-(\alpha\beta)^{L2}}.$$ (17)

[0095] 因此，一般，可以通过在同一电极中的顺序幅度 $I_{sequ,k}$ 和在相邻的激活电极中的两个顺序幅度 $I_{sequ,k-L1}$ 和 $I_{sequ,k+L2}$ 来完全地确定同时幅度 I_k。加权因子 $a(L_1)$、$b(L_1, L_2)$ 和 $c(L_2)$ 依赖于到更低的激活邻居的距离 L_1 和到更高的激活邻居的距离 L_2。

[0096] 最左和最右的激活电极可能需要特别考虑。最左的激活电极没有在具有更低序号的位置的邻居。但是，在更低电极地址的方向上的和电位根据衰减参数 α 来指数地降低。因此，如果 $I_{sequ,k}$ 表示最左幅度的幅度，则可以引入具有幅度 $\alpha I_{sequ,k}$ 的、在位置 $k-1$ ($L_1 = 1$) 的（伪）相邻电极。插入 (16) 得到

[0097] $I_k = a(1)\, \alpha I_{sequ,k} + b(1, L_2) I_{sequ,k} + c(L_2) I_{sequ,k+L2} =$

[0098] $= (\alpha a(1) + b(1, L_2)) I_{sequ,k} + c(L_2) I_{sequ,k+L2} =$

[0099] $= b_0(L_2) I_{sequ,k} + c(L_2) I_{sequ,k+L2}$. (18)

[0100] 使用 (17)，系数 $b_0(L_2)$ 变为

[0101] $$b_0(L_2)=\alpha a(1)+b(1,L_2)=\frac{1}{1-(\alpha\beta)^{L2}}. \quad (19)$$

[0102] 类似地，最右的激活电极没有在更高的电极位置处的邻居。在这个区域中，和电位根据 β 指数地衰减。如果 $I_{sequ,k}$ 表示最右幅度的幅度，则可以引入具有结果幅度 $\beta I_{sequ,k}$ 的、在位置 k+1($L_2=1$) 的（伪）相邻电极。插入 (16) 得到

[0103] $$I_n = a(L_1) I_{sequ,k-L1}+b(L_1,1) I_{sequ,k}+c(1)\,\beta I_{sequ,k} =$$

[0104] $$= a(L_1) I_{sequ,k-L1}+(b(L_1,1)+\beta c(1)) I_{sequ,k} =$$

[0105] $$= a(L_1) I_{sequ,k-L1}+b_0(L_1) I_{sequ,k}. \quad (20)$$

[0106] 使用 (17)，系数 $b_0(L_1)$ 变为

[0107] $$b_0(L_1)=b(L_1,1)+\beta c(1)=\frac{1}{1-(\alpha\beta)^{L1}}. \quad (21)$$

[0108] 使用 (17)、(19) 和 (21)，通过下面的公式来给出 (9) 的逆矩阵 H^{-1}

[0109] $$\mathbf{H}^{-1}=\begin{pmatrix} b_0(1) & c(1) & 0 & \dots & 0 & 0 & 0 \\ a(1) & b(1,1) & c(1) & \dots & 0 & 0 & 0 \\ 0 & a(1) & b(1,1) & \dots & 0 & 0 & 0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ 0 & 0 & 0 & \dots & b(1,1) & c(1) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \dots & a(1) & b(1,1) & c(1) \\ 0 & 0 & 0 & \dots & 0 & a(1) & b_0(1) \end{pmatrix}. \quad (22)$$

[0110] 矩阵 H^{-1} 是三对角线的，仅仅在三条主要对角线上具有非零的系数。在方程组约简的情况下，H 的行和列被删除，产生约简的矩阵 H'。如之前得出的，所得到的逆 H'^{-1} 也是三对角线的，并且除了矩阵尺寸的区别之外，仅仅发生了系数的“局部改变”。因此，如果已经计算了同时幅度的向量，并且如果其包含负解，则这些负解需要被去除。仅仅与负幅度相邻的幅度需要被重新计算。这个特征在迭代的 CIC 过程中是特别有益的。

[0111] 例如，考虑具有电极 E_1、E_5、E_{10}、E_{11}、E_{12} 的同时刺激的 12 通道系统。通过下面的公式来给出所得到的约简的方程组

[0112] $$\begin{pmatrix} I_1 \\ I_5 \\ I_{10} \\ I_{11} \\ I_{12} \end{pmatrix}=\mathbf{H}'^{-1}\begin{pmatrix} I_{sequ,1} \\ I_{sequ,5} \\ I_{sequ,10} \\ I_{sequ,11} \\ I_{sequ,12} \end{pmatrix}=$$

[0113] $$=\begin{pmatrix} b_0(4) & c(4) & 0 & 0 & 0 \\ a(4) & b(4,5) & c(5) & 0 & 0 \\ 0 & a(5) & b(5,1) & c(1) & 0 \\ 0 & 0 & a(1) & b(1,1) & c(1) \\ 0 & 0 & 0 & a(1) & b_0(1) \end{pmatrix}\begin{pmatrix} I_{sequ,1} \\ I_{sequ,5} \\ I_{sequ,10} \\ I_{sequ,11} \\ I_{sequ,12} \end{pmatrix} \quad (23)$$

[0114] 在 H'^{-1} 的矩阵系数中直接地反映在激活电极之间的距离。假定同时幅度的计算获得负结果 I_{11}，则需要进一步的方程组约简。从幅度向量去除幅度 $I_{sequ,11}$ 和 I_{11}，并且从 H'^{-1} 去除第四行和列。所得到的新方程组是

[0115] $$\begin{pmatrix} I_1 \\ I_5 \\ I_{10} \\ I_{12} \end{pmatrix} = \mathbf{H}''^{-1} \begin{pmatrix} I_{sequ,1} \\ I_{sequ,5} \\ I_{sequ,10} \\ I_{sequ,12} \end{pmatrix} =$$

[0116] $$= \begin{pmatrix} b_0(4) & c(4) & 0 & 0 \\ a(4) & b(4,5) & c(5) & 0 \\ 0 & a(5) & b(5,2) & c(2) \\ 0 & 0 & a(2) & b_0(2) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} I_{sequ,1} \\ I_{sequ,5} \\ I_{sequ,10} \\ I_{sequ,12} \end{pmatrix}. \quad (24)$$

[0117] 注意，在矩阵 H'^{-1} 和 H''^{-1} 中的行 1 和 2 中的系数没有改变，因此，不必重新计算幅度 I_1 和 I_5。系数改变仅仅影响 H''^{-1} 的行（和列）3 和 4，因此，仅仅电极 10 和 12，即电极 11 的先前的邻居，由于新的相互距离而改变它们的幅度。

[0118] 与具有任意响应的 CIC 系统相比较，用于存储 k 通道 CIC 系统的所有可能的逆矩阵的系数 $a(L_1)$、$b(L_1,L_2)$、$c(L_2)$、$b_0(L_2)$、$b_0(L_1)$ 所需要的存储量很低。使用 $b(L_1,L_2) = b(L_2, L_1)$，短计算 (short calculation) 显示可能的系数的总数对于偶数 K 是 $\frac{1}{4}K(K+2)+2K-3$，而对于奇数 K 是 $\frac{1}{4}(K+1)^2+2K-3$。对于 K = 12，这得出 63 个系数，其充分小于一般系统的 159744 个系数。

[0119] 位置相关的冲击响应

[0120] 一般，空间冲击响应依赖于电极位置。几个原因导致如此，即鼓阶的变化的直径和耳蜗内电极阵列的变化的直径。例如，所测量的冲击响应近似地显示在所有电极中的指数衰减，由此，向顶部的斜坡比向基部的更缓（即 α > β），并且在顶区中的一般的最大值比在基区中的更大（参见例如 A Kral, R Hartmann, D Mortazavi, R Klinke, " Spatialresolution of cochlear implants:the electrical field and excitation ofauditory afferents, " Hear.Res.121,pp.11-28,July 1998，其通过引用被整体包含在此）。能够通过将在 (7) 中的 r(x) 乘以电极特定加权因子 c_n(n = 1,2,..., N) 来近似像这样的冲击响应，即

[0121] $$r_n(x) = \begin{cases} c_n r_0 \exp\left(\frac{x}{\lambda_{apex}}\right) & \text{for } x < 0, \text{and} \\ c_n r_0 \exp\left(-\frac{x}{\lambda_{base}}\right) & \text{for } x \geq 0. \end{cases} \quad (25)$$

[0122] 向 (5) 中插入 (25)，并且使用对于 α 和 β 的定义 (8)，得到的交互矩阵是

[0123] $$\mathbf{H}_c=\begin{pmatrix} 1 & \frac{c_2}{c_1}\alpha & \frac{c_3}{c_1}\alpha^2 & \cdots & \frac{c_N}{c_1}\alpha^{N-1} \\ \frac{c_1}{c_2}\beta & 1 & \frac{c_3}{c_2}\alpha & \cdots & \frac{c_N}{c_1}\alpha^{N-2} \\ \frac{c_1}{c_3}\beta^2 & \frac{c_2}{c_3}\beta & 1 & \cdots & \frac{c_N}{c_1}\alpha^{N-3} \\ \cdots & \cdots & \cdots & \cdots & \cdots \\ \frac{c_1}{c_N}\beta^{N-1} & \frac{c_2}{c_N}\beta^{N-2} & \frac{c_3}{c_N}\beta^{N-3} & \cdots & 1 \end{pmatrix}. \quad (26)$$

[0124] 能够容易地示出，可以将 H_c 表示为矩阵乘积

[0125] $$H_c = C^{-1}HC, \quad (27)$$

[0126] 其中，C 是包含因子 c_n 的对角矩阵，即

[0127] $$\mathbf{C}=\begin{pmatrix} c_1 & 0 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & c_2 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & 0 & c_3 & \cdots & 0 \\ \cdots & \cdots & \cdots & \cdots & \cdots \\ 0 & 0 & 0 & \cdots & c_N \end{pmatrix}. \quad (28)$$

[0128] 使用 (27)，逆交互矩阵就是

[0129] $$H_c^{-1} = C^{-1}H^{-1}C, \quad (29)$$

[0130] 向 (5) 中插入 H_c^{-1} 得到

[0131] $$\begin{pmatrix} I_1 \\ I_2 \\ I_3 \\ \cdots \\ I_N \end{pmatrix} = \mathbf{C}^{-1}\mathbf{H}^{-1}\mathbf{C}\begin{pmatrix} I_{sequ,1} \\ I_{sequ,2} \\ I_{sequ,3} \\ \cdots \\ I_{sequ,N} \end{pmatrix}, \quad (30)$$

[0132] 其能够被表达为：

[0133] $$\begin{pmatrix} c_1I_1 \\ c_2I_2 \\ c_3I_3 \\ \cdots \\ c_NI_N \end{pmatrix} = \mathbf{H}^{-1}\begin{pmatrix} c_1I_{sequ,1} \\ c_2I_{sequ,2} \\ c_3I_{sequ,3} \\ \cdots \\ c_NI_{sequ,N} \end{pmatrix}. \quad (31)$$

[0134] 这表示用于位置相关响应的、基于矩阵 H 的方程组。通过下述方式来结合位置相关：将顺序幅度乘以它们相关联的加权，并且将 CIC 结果除以它们各自的加权。关于 CIC 系统的实际实现，较之位置无关的响应 r(x)，计算量仅仅略微提高。但是，仍然完全发挥矩阵 H 关于迭代的 CIC 过程和矩阵逆的所有计算优点。

[0135] 具有指数分布加权的位置相关的冲击响应

[0136] 当 (25) 中的加权 c_n 被假定是指数分布的，可以对于特殊情况获得数学优质解，即 $c_n = \gamma^n (n = 1,2,\ldots,N)$，其中，$\gamma$ 为常数。例如，图 5 示出了根据本发明的一个实施例的位置相关冲击响应。每个冲击响应具有衰减常数 α（向顶部）和 β（向基部）。位置相关

加权因子位于由参数 γ 定义的指数曲线上。

[0137] 冲击响应 $r_n(x)$ 是

[0138]
$$r_n(x)=\begin{cases}\gamma^n r_0 \exp\left(\dfrac{x}{\lambda_{apex}}\right) & \text{for } x<0, \text{and}\\ \gamma^n r_0 \exp\left(-\dfrac{x}{\lambda_{base}}\right) & \text{for } x\geq 0,\end{cases} \tag{32}$$

[0139] 并且在 (26) 中的矩阵 H_c 能够被直接地表达为

[0140]
$$\mathbf{H}_c=\begin{pmatrix} 1 & \gamma\alpha & (\gamma\alpha)^2 & \dots & (\gamma\alpha)^{N-1}\\ \dfrac{\beta}{\gamma} & 1 & \gamma\alpha & \dots & (\gamma\alpha)^{N-2}\\ \left(\dfrac{\beta}{\gamma}\right)^2 & \dfrac{\beta}{\gamma} & 1 & \dots & (\gamma\alpha)^{N-3}\\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots\\ \left(\dfrac{\beta}{\gamma}\right)^{N-1} & \left(\dfrac{\beta}{\gamma}\right)^{N-2} & \left(\dfrac{\beta}{\gamma}\right)^{N-3} & \dots & 1\end{pmatrix} \tag{33}$$

[0141] 当常数 α 和 β 仅仅依据下式被替换为 α′ 和 β′

[0142] $\alpha' = \gamma\alpha$, and

[0143]
$$\beta'=\frac{\beta}{\gamma}. \tag{34}$$

[0144] 时，这个矩阵 H_c 与在 (9) 中的矩阵 H 相同。

[0145] 因此，在本发明的各个实施例中，由参数 α、β 和 γ 描述的每个 CIC 系统可以被转换为具有参数 α′ 和 β′ 的等效 CIC 系统，并且能够发挥基于位置无关的冲击响应的 CIC 的所有计算优点。注意，（α，β，γ）和（α′，β′）系统表示不同的系统，这两种系统的（连续）和电位在激活电极的位置处重合，但是在所有其他位置处不同。

[0146] 总结和结论

[0147] 如上所述的刺激概念基于符号相关的同时脉冲。与顺序脉动刺激相比较，根据耳蜗内电位散布的参数来修改同时幅度。在此给出的同时方法可以是未来的刺激策略的基础，因为它使得大大提高总刺激率，而不需要将脉冲相位减少到非生理地低的持续时间。具体上，时域精细结构信息的更好的表示应当是可能的。作为理论上限，对于 N 通道顺序系统，能够按系数 N 来提高脉冲率。

[0148] 如果对于每个刺激电极而言，能够利用具有向顶部的衰减常数 α 和向基部的衰减常数 β 的两个指数衰减分支来近似空间冲击响应，则 CIC 算法的高效实现是可能的。这对于当冲击响应是位置相关的并且相差常数因子的情况也是有效的。特别地，能够发挥三对角线逆相关矩阵的特性。

[0149] 如果不使用同时刺激范型来提高总刺激率，而是保持总刺激率不变，则可以使用具有更长的相持续时间和减小的脉冲幅度的同时脉冲。这有益地导致功耗的充分降低。

[0150] 本发明的替代实施例，可以被实现为或者以另外方式包括用于与计算机系统一起使用的计算机程序产品。这样的实现可以包括一系列计算机指令，所述一系列计算机指令

被固定在诸如计算机可读介质（例如磁盘、CD-ROM、ROM或者固定盘）的有形介质上，或者被固定在计算机数据信号中，所述计算机数据信号实施为载波，所述载波能够经由调制解调器或者其他接口装置传输到计算机系统，所述其他接口装置诸如通过介质连接到网络的通信适配器。所述介质可以是有形介质（例如光学或者模拟通信线）或者使用无线技术（例如微波、红外线或者其他传输技术）实现的介质。所述一系列计算机指令实施前述的关于系统的功能的全部或者一部分。本领域内的技术人员应当明白，能够以多种编程语言来编写这样的计算机指令，使得与许多计算机体系结构或者操作系统一起使用。而且，这样的指令可以被存储在任何存储器装置中，诸如半导体、磁、光或者其他存储器装置中，并且可以使用任何通信技术来传输，所述任何通信技术诸如光、红外线、微波或者其他传输技术。预期这样的计算机程序产品可以作为预加载计算机系统（例如在系统ROM或者固定盘上）的伴随有印刷或者电子文档（例如热缩塑料包装的（shrink wrapped）软件）被分发，或者通过网络（例如因特网或者万维网）从服务器或者电子公告栏被分发。

[0151] 本发明的所述实施例意欲仅仅是示例性的，并且多种改变和变型对于本领域内的技术人员是显然的。所有这样的修改和变型意欲在所附的权利要求中限定的本发明的范围中。

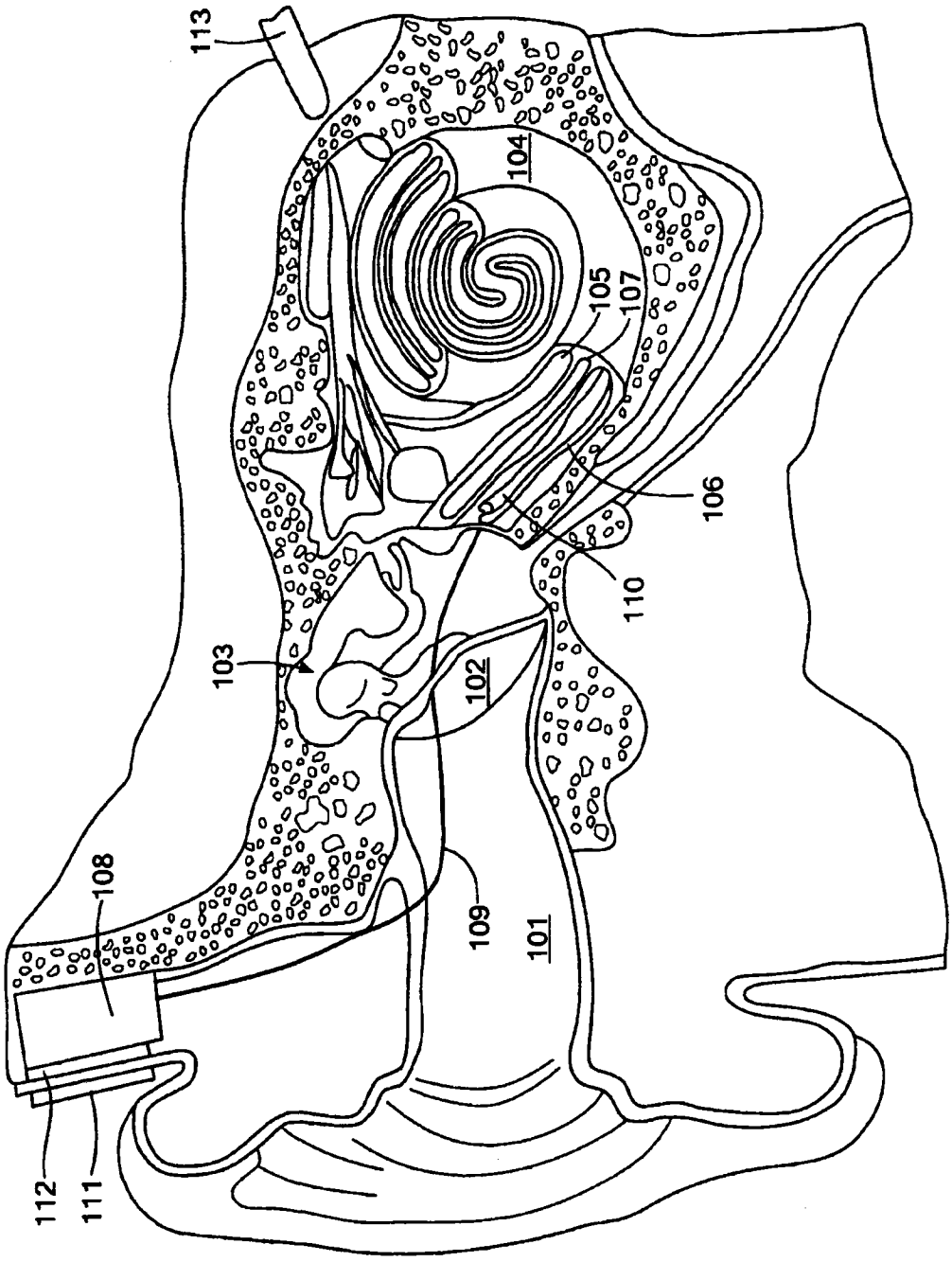


图 1

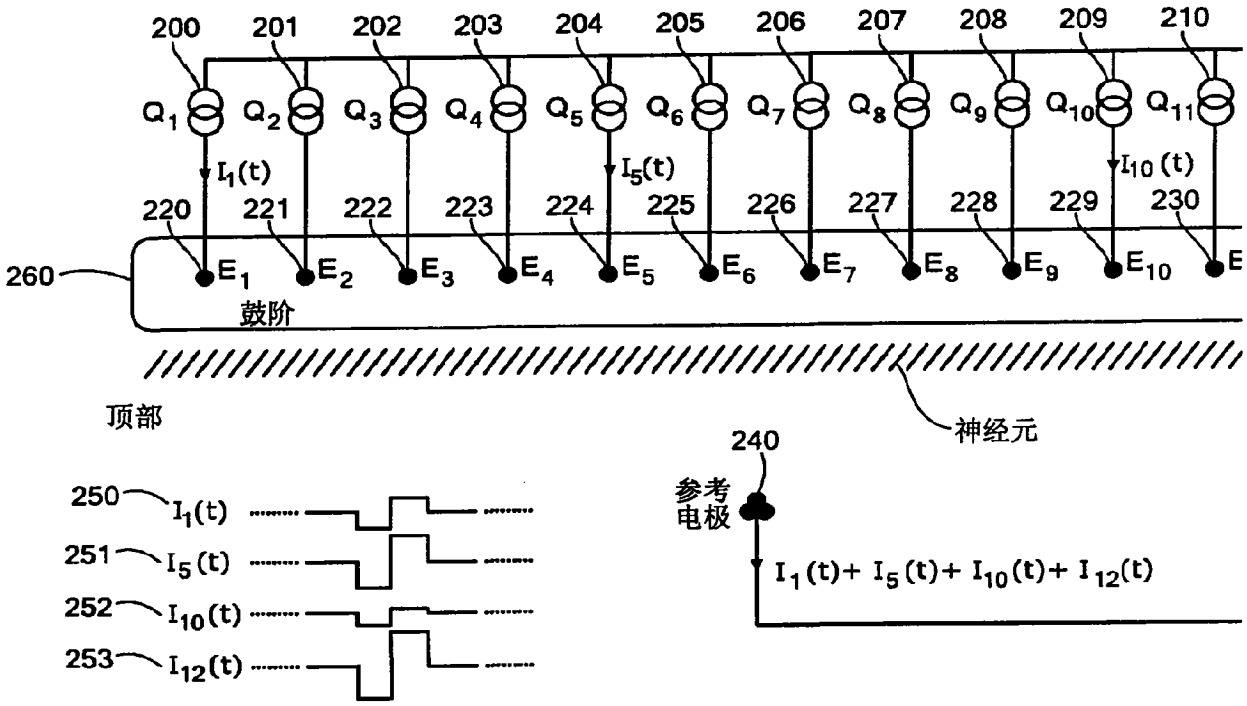

200
201
202
203
204
205
206
207
208
209
210
Q1
Q2
Q3
Q4
Q5
Q6
Q7
Q8
Q9
Q10
Q11
I1(t)
I5(t)
I10(t)
220
221
222
223
224
225
226
227
228
229
230
260
E1
E2
E3
E4
E5
E6
E7
E8
E9
E10
鼓阶
顶部
神经元
240
参考电极
I1(t)+ I5(t)+ I10(t)+ I12(t)
250
I1(t)
251
I5(t)
252
I10(t)
253
I12(t)

图 2

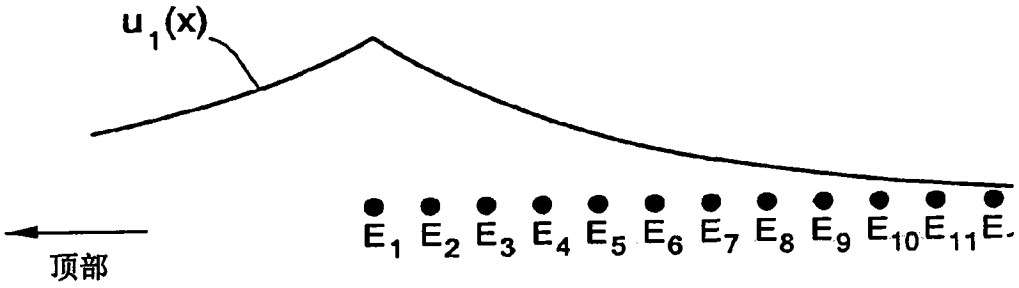

u1(x)
顶部
E1 E2 E3 E4 E5 E6 E7 E8 E9 E10 E11

图 3(a)

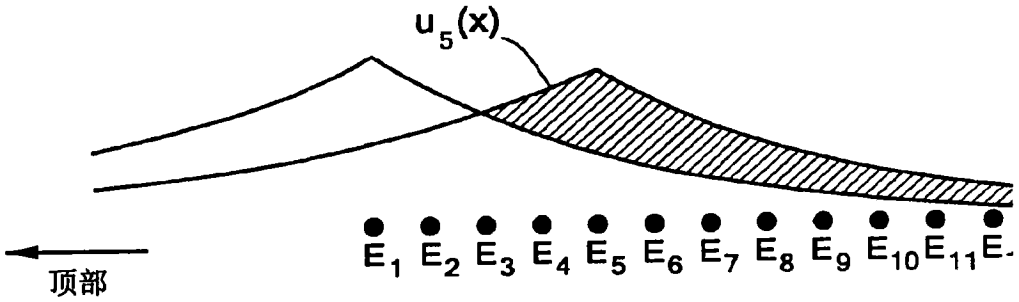

u5(x)
顶部
E1 E2 E3 E4 E5 E6 E7 E8 E9 E10 E11

图 3(b)

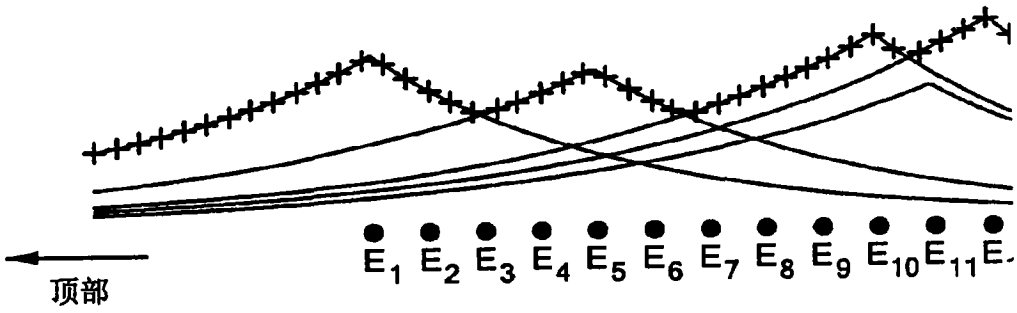


图 3(c)

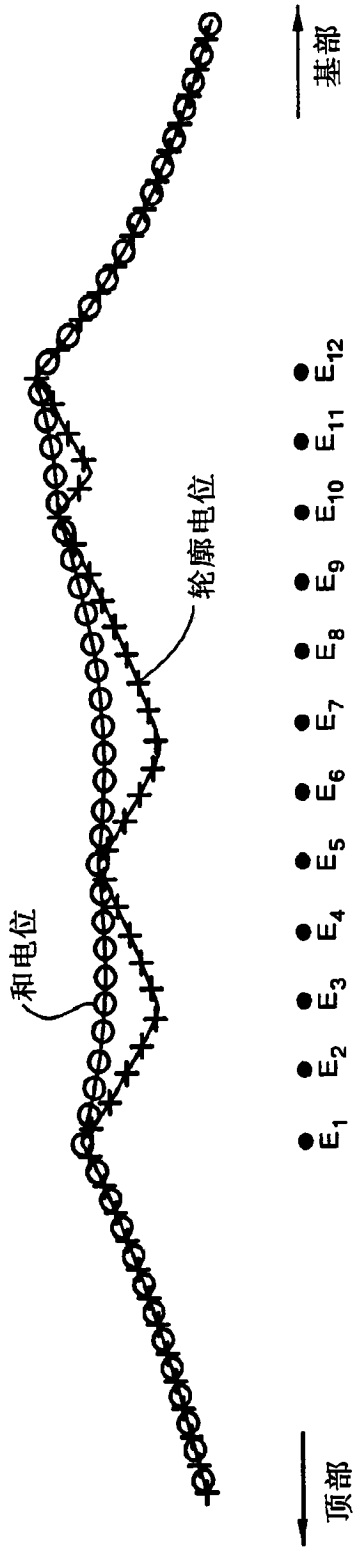

和电位
轮廓电位
基部
顶部
E1
E2
E3
E4
E5
E6
E7
E8
E9
E10
E11
E12

图 4

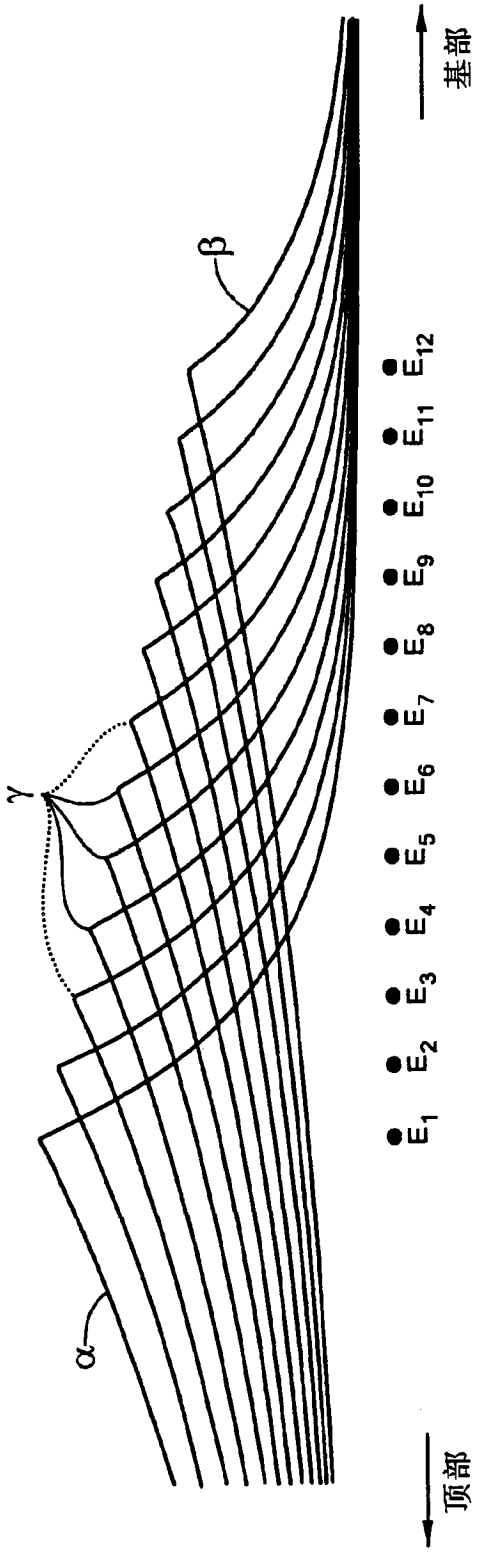

α
β
γ
基部
顶部
E1
E2
E3
E4
E5
E6
E7
E8
E9
E10
E11
E12

图 5