



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105555354 A

(43) 申请公布日 2016. 05. 04

(21) 申请号 201480046338. 9

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2014. 08. 18

A61N 1/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

A61N 1/05(2006. 01)

61/867, 200 2013. 08. 19 US

A61N 1/08(2006. 01)

62/006, 946 2014. 06. 03 US

A61N 1/36(2006. 01)

A61F 2/18(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

A61F 11/04(2006. 01)

2016. 02. 19

H04R 25/00(2006. 01)

(86) PCT国际申请的申请数据

H04R 25/02(2006. 01)

PCT/US2014/051412 2014. 08. 18

(87) PCT国际申请的公布数据

W02015/026690 EN 2015. 02. 26

(71) 申请人 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 安德烈亚斯·巴默 彼得·施莱赫

(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 戚传江 金洁

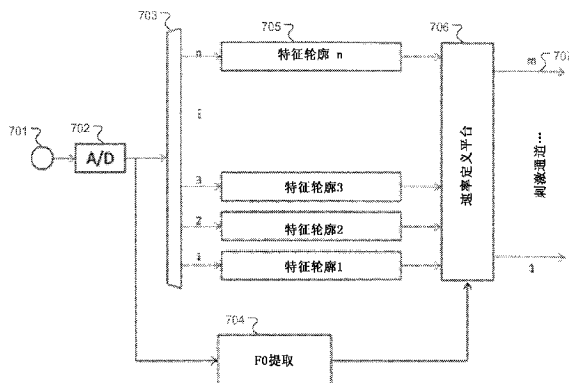
权利要求书1页 说明书7页 附图9页

(54) 发明名称

作为固有振荡的倍数的听觉假体刺激速度

(57) 摘要

描述了一种用于生成用于听觉植入体系统中的刺激触点的电刺激信号的方法。对于输入音频信号中的频率分量确定特有的特征周期。对于选定的符合周期选择标准的特征周期，确定对应于特定语言的基本周期的最接近整数倍的调整的特征周期。对每个调整的特征期间确定对应的刺激速度频率，并且将每个刺激速度频率分配给一个或多个刺激触点。然后对于刺激触点以它们各自的刺激速度频率生成刺激信号。



1. 一种用于生成用于听觉植入体系统中的刺激触点的电刺激信号的方法,所述方法包括:

对于输入音频信号中的多个频率分量确定特有的特征周期;

对于符合周期选择标准的多个选定的特征周期,确定对应于特定语言的基本周期的最接近整数倍的调整的特征周期;

对每个调整的特征期间确定对应的刺激速度频率;

将每个刺激速度频率分配给一个或多个刺激触点;以及

对于所述刺激触点以它们各自的刺激速度频率生成所述电刺激信号。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,使用带通滤波器组处理所述输入音频信号以产生多个带通频率信号,并且其中,对于所述带通频率信号中的每一个确定特有的特征周期。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中,使用快速傅立叶变换处理所述输入音频信号。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述频率分量是所述输入音频信号的基频分量。

5. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述频率分量是所述输入音频信号的谐波频率分量。

6. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述特定语言的基本周期是音调语言的特性。

7. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述特定语言的基本周期为0.4毫秒。

8. 一种听觉植入体系统,包括:

植入电极阵列,所述植入电极阵列具有用于电刺激相邻的神经组织的多个刺激触点;

频率特征处理模块,所述频率特征处理模块配置成对于输入音频信号中的多个频率分量确定特有的特征周期;

速度定义平台,所述速度定义平台配置成:

i. 对于符合周期选择标准的多个选定的特征周期,确定对应于特定语言的基本周期的最接近整数倍的调整的特征周期;

ii. 对每个调整的特征周期确定对应的刺激速度频率;

iii. 将每个刺激速度频率分配给一个或多个刺激触点;以及

iv. 对于所述刺激触点以它们各自的刺激速度频率生成电刺激信号。

9. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述频率特征处理模块包括带通滤波器组,所述带通滤波器组配置成产生多个带通频率信号,并且其中,刺激速度模块配置成对于所述带通频率信号中的每一个确定特有的特征周期。

10. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述频率特征处理模块配置成使用快速傅立叶变换来处理所述输入音频信号。

11. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述频率分量是所述输入音频信号的基频分量。

12. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述频率分量是所述输入音频信号的谐波频率分量。

13. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述特定语言的基本周期是音调语言的特性。

14. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述特定语言的基本周期为0.4毫秒。

## 作为固有振荡的倍数的听觉假体刺激速度

[0001] 本申请要求2013年8月19日提交的美国临时专利申请61/867,200和2014年6月3日提交的美国临时专利申请62/006,946的优先权,其全部内容通过引用并入本文。

### 技术领域

[0002] 本发明涉及医学植入体,并且更具体地涉及在耳蜗植入体系统和其它可植入听觉假体中的电刺激技术。

### 背景技术

[0003] 正常的人耳如图1所示的那样通过外耳101将声音传输到移动中耳103的骨骼的鼓膜102,振动卵圆窗和耳蜗104的圆窗开口。耳蜗104是一个狭长的、其轴被螺旋缠绕大约两匝半的管。它包括通过耳蜗管相连的被称为前庭阶的上通道和被称为鼓阶的下通道。耳蜗104与被称为耳蜗轴的中心一起形成直立的螺旋圆锥,声学神经113的螺旋神经节细胞位于耳蜗轴上。响应于接收的由中耳103传输的声音,流体填充的耳蜗104用作换能器,以生成传输到耳蜗神经113并最终到大脑的电脉冲。

[0004] 当沿着耳蜗104的神经基质将外部声音转换为有意义的动作电位的能力出现问题时,听力被损伤。为了改善损伤的听力,已经发展出听觉假体。例如,当损伤是涉及中耳103的操作时,可以使用传统的助听器以放大声音的形式向听觉系统提供声学-机械刺激。或者当损伤是与耳蜗104相关时,具有植入电极的耳蜗植入体能够以沿电极分布的多个电极触点递送的小电流来电刺激听觉神经组织。尽管下面的讨论针对耳蜗植入体,但是当刺激电极被植入到其他解剖结构中时更好地服务于一些听力损伤的个人。因此,听觉假体系统包括脑干植入体、中脑植入体等,每种都在听力系统中刺激特定的听觉目标。

[0005] 图1还示出了典型的耳蜗植入体系统的一些组件,其中外部麦克风提供了输入到在其中能够执行各种信号处理方案的外部信号处理器111的音频信号。例如,在耳蜗植入体的领域众所周知的信号处理方法包括连续交错采样(CIS)数字信号处理、信道特定采样序列(CSSS)数字信号处理(如在美国专利号6,348,070中所描述,通过引入并入本文)、谱峰(SPEAK)数字信号处理、精细结构处理(FSP)和压缩模拟(CA)信号处理。

[0006] 然后所处理的信号被转换为用于通过外部传输线圈107传送到植入体108的数字数据格式。除了接收处理后的音频信息,植入体108还执行附加的信号处理,例如纠错、脉冲形成等,并产生一个通过电极导线109发送到植入电极阵列110的刺激模式(基于提取的音频信息)。典型地,这个电极阵列110包括在其表面上的提供了耳蜗104的选择性刺激的多个电极触点112。

[0007] 图2示出了典型的使用CIS刺激策略的CI信号处理系统中的各种功能块。声音预处理器201包括从麦克风接收音频信号并且衰减音频信号中低于大约1.2kHz的强频率分量的预加重滤波器203。声音预处理器201还包括将来自预加重滤波器203的音频信号分解为多个谱带的多个带通滤波器(BPF)204。声音处理器202包括例如通过全波整流和低通滤波提取谱带信号的缓变包络的包络检测器205。声音处理器202还包括执行包络的压缩以适应病

人的感知特性的非线性(例如,对数的)映射模块206,并且然后由调制器207将压缩的包络信号与载波波形相乘,以产生以非重叠双相输出脉冲为特定形式用于植入到耳蜗中的刺激电极中的每一个(EL-1到EL-n)的电刺激信号,刺激电极反映了沿着植入电极阵列110的长度的耳蜗104的音质神经反应。

[0008] CIS刺激在递送的电脉冲上施加固定的刺激速度,并且因此不能代表所感测的音频信号的周期性分量。另一方面,FSP刺激(及其变体)不代表所感测的音频信号的固有周期性。FSP生成响应于检测诸如过零事件的特定预定义的信号特性的刺激脉冲序列。但是在过零事件之后的FSP脉冲序列只能以预定义的模式来表示。这意味着,在实际过零和脉冲序列的初始脉冲之间的时间段对于每个过零事件可能是不同,从而引入了不希望的抖动。与不希望的信号抖动的情况形成对比的,美国专利7,920,923描述了有意地将随机仿真相位抖动分量引入到双耳刺激信号。这样做是为了减少精细结构分量的周期性特性,同时保持了耳间的时间差(ITD)信息。

[0009] 在音调语言的语音的特定情况下,听觉植入体刺激方案有进一步的附加考虑。音调语言的特征在于给定的语音音节根据其音高特性将具有不同的含义。举个简单的例子,在图3中示出了中国普通话语音的四个音调的音高轮廓。音调1(T1)具有几乎恒定的音高,音调2(T2)具有主要上扬的音高,音调3(T3)具有下降和上扬的音高,以及音调4(T4)具有主要下降的音高。如果发音为[ma:],T1的意思是“妈”,T2的意思是“麻”,T3的意思是“马”,以及T4的意思是“骂”。根据音节是由男性、女性或儿童说出,在图3上水平线之间的距离将通常为1.2、0.8或0.4毫秒。

[0010] 音高主要以信号的时间结构、基频F0和高次谐波来编码。图4示出了由女性对象说出的“shi”的四个音调模式的窄带谱图和F0轮廓,其中灰度指示与时间(x轴)和频率(y轴)相关的能量,以及浓黑线代表了通过自相关提取的F0轮廓。

## 发明内容

[0011] 本发明的实施例针对用于生成用于听觉植入体系统中的刺激触点的电刺激信号的布置。对于输入音频信号中的频率分量确定特有的特征周期。对于选定的符合周期选择标准的特征周期,确定对应于特定语言的基本周期的最接近整数倍的调整的特征周期。对每个调整的特征周期确定对应的刺激速度频率,并且将每个刺激速度频率分配给一个或多个刺激触点。然后对于刺激触点以它们各自的刺激速度频率生成电刺激信号。

[0012] 可以使用带通滤波器组处理输入音频信号以产生多个带通频率的信号,在这种情况下,对于每个带通频率信号确定特有的特征周期。此外或可选地,可以使用快速傅立叶变换处理输入音频信号。频率分量可以是输入音频信号的基频分量和/或谐波频率分量。特定语言的基本周期可以是音调语言所特有的,例如,在中国普通话中是0.4毫秒。

[0013] 本发明的实施例还针对生成用于在植入电极阵列的外表面的刺激触点的电刺激信号。预处理输入音频信号以产生多个代表性的频带信号,其每个都具有突出感测频率。然后处理每个频带信号以生成用于刺激触点的对应的电刺激信号。每个电刺激信号具有相关的刺激频率,并且对于至少一个电刺激信号,变化刺激频率以维持刺激频率和对应的频带信号的突出感测频率之间的整数比。

[0014] 在具体的实施例中,频带信号可通过带通滤波器组来产生,带通滤波器组中的每

一个与对应的音频频带相关联。对于每个电刺激信号,可以变化刺激频率以维持刺激频率和对应的频带信号的感测频率之间的整数比。

[0015] 与选择的至少一个电刺激信号相关的带通信号的突出感测频率可以是带通信号的基频和/或基频的谐波。或者与选择的至少一个电刺激信号相关的带通信号的突出感测频率可以是带通信号最突出的频率。突出感测频率可以使用快速傅立叶变换来确定。

[0016] 在具体的应用中,可以变化刺激频率作为音乐处理模式和/或听觉假体系统的目标音频源处理模式的函数。

## 附图说明

[0017] 图1示出了具有典型的被设计为向内耳递送电刺激以及在耳道上递送声学刺激的听觉假体系统的人耳剖视图。

[0018] 图2示出了在连续交错采样(CIS)处理系统中的各种功能块。

[0019] 图3示出了用于中国普通话语音的四种音调的音高轮廓线。

[0020] 图4示出了女性说话人的四种音调的“shi”的窄带谱图和F0轮廓。

[0021] 图5示出了许多说话人的四种普通话音调的音高分布数据。

[0022] 图6A和6B示出了宽带语音信号的音高周期特性。

[0023] 图7示出了根据本发明的实施例在时域中的特征提取系统中的各种功能块。

[0024] 图8示出了根据本发明的实施例在频域中的特征提取系统中的各种功能块。

[0025] 图9示出了来自麦克风的音频语音信号的短时间周期的示例。

[0026] 图10示出了通过由滤波器组进行带通滤波被分解成一组信号的声学麦克风信号。

[0027] 图11示出了刺激信号和感测模式之间抖动变化的问题。

[0028] 图12示出了如本发明的实施例产生的具有恒定的时间偏移而没有抖动的刺激信号和感测模式。

[0029] 图13示出了由本发明的实施例产生的具有零时间偏移而没有抖动的刺激信号和感测模式。

## 具体实施方式

[0030] 音高轮廓线的分析示出,音调语言的说话人倾向于在其为特定语言基本周期的整数倍的增量中解决音高步骤。在中国普通话的具体情况下,该特定语言的基本周期被发现是0.4毫秒,并且导致的音高增量是该基本周期的整数倍,即0.4、0.8或1.2毫秒等等。此外,其他心理物理学和电生理学的结果示出,0.4毫秒的周期也是听觉系统固有振荡的基础。有趣的是,该0.4毫秒的基本音高周期似乎不仅只是单一说话者的语音的相对差,而是被嵌入到跨越许多不同说话人的可能的基频F0的绝对音高网格中。

[0031] 图5示出了许多普通话说话人:180名儿童、56名女性和35名男性说话人的四种普通话音调(对应于由箭头指示的音高水平)的音高分布数据。在所有的这三个群体中,对应于不同音调的特有音高的强波峰是可见的。对于图5所示的所有的三组,音调T4在左侧,随后是T1、T2和T3(与图3比较)。图5还示出了一些侧峰,其指示了具有0.4毫秒网格的相关性的高度。

[0032] 现有的刺激策略不考虑音调语言中的特定语言的基本周期,诸如在中国普通话中

发现0.4毫秒的基本音高周期。将听觉假体系统的电刺激速度调整到此特定语言的基本周期可以改善植入患者通过能够在音高增量之间进行更好地区分来理解和发出音调语言的能力。因此,在普通话中,刺激速度将被调节到0.4毫秒的整数倍,这与在音高轮廓中确定的最接近的稳定F0有关。这可以有助于改善中国普通话的语音理解。

[0033] 通过在图6A中示出的宽带语音信号能够描述基本方法。从这样的波形信号中,能够确定基频F0。在示出的信号中占主导的周期性被指示为A,所以基频F0为1/A。然后如图6B中所示,确定代表了该特定语言的基本周期0.4毫秒的整数倍的最靠近的周期P。然后电刺激速度R被定义为 $R=1/P$ 。对于0.4毫秒的特定语言的基本周期,可能的刺激速度(Hz)示于下表中:

| ms  | Hz   | ms  | Hz  | ms   | Hz  |
|-----|------|-----|-----|------|-----|
| 0.4 | 2500 | 4.8 | 208 | 9.2  | 109 |
| 0.8 | 1250 | 5.2 | 192 | 9.6  | 104 |
| 1.2 | 833  | 5.6 | 179 | 10   | 100 |
| 1.6 | 625  | 6   | 167 | 10.4 | 96  |
| 2   | 500  | 6.4 | 156 | 10.8 | 93  |
| 2.4 | 417  | 6.8 | 147 | 11.2 | 89  |
| 2.8 | 357  | 7.2 | 139 | 11.6 | 86  |
| 3.2 | 313  | 7.6 | 132 | 12   | 83  |
| 3.6 | 278  | 8   | 125 | 12.4 | 81  |
| 4   | 250  | 8.4 | 119 | 12.8 | 78  |
| 4.4 | 227  | 8.8 | 114 | 13.2 | 76  |

[0034] (请注意,可通过其为R的倍数的刺激速度来代表高次谐波)。因此,对于具有87Hz基频的男性说话者,刺激速度R被确定为86Hz。代表第一谐波的刺激速度将是167Hz(其最靠近于 $2 \times 86\text{Hz} = 172\text{Hz}$ )。同样的方法能够应用到基频的高阶谐波。

[0035] 图7示出了根据本发明的实施例用于在时域中操作的耳蜗植入体的特征提取系统中的各种功能块。麦克风701检测环境声音并将其转换成代表性的电子麦克风信号,A/D转换模块702将电子麦克风信号转换成对应的数字音频输入信号。该数字音频输入信号被分裂并转发到产生n个带通频率的信号的带通滤波器组703,以及并联的例如通过自相关的方法确定输入音频信号的基频F0的F0提取模块704。特征计数器705在时域中提取n个带通频率信号的特征。例如,所提取的频率可具体为过零事件,然后将其转发给速度定义平台706。也转发到速度定义平台706的是从F0提取模块704所提取的F0频率。速度定义平台706将电刺激信号707输出到用于电刺激邻近的神经组织的植入电极阵列的刺激触点;例如,刺激植入耳蜗内的神经组织的CI电极阵列。

[0036] 更具体地关于速度定义平台706,它确定对于输入音频信号中频率分量-即,由特

征计数器705提取的频率特征的特有的特征周期。对于选择的满足周期选择标准的特征周期,速度定义平台706确定对应于最接近于特定语言的基本周期的整数倍的调整的特征周期。周期选择标准可基于对应于带通频率信号的基频、分解或未分解谐波的周期特征,和/或存在于该带通信号中的任何其他周期特征。例如,如果随后的过零事件或过零事件组的时间差的标准偏差是在这些时间差的平均值附近的一个特定(例如预定义的)值的范围内,则这一系列的过零事件可用来作为周期特征。

[0038] 具体地对于普通话,速度定义平台706确定对应于最接近的0.4毫秒基本周期的整数倍的调整的特征周期。对于每个调整的特征周期,速度定义平台706然后根据耳蜗内刺激触点音质放置的频率范围将对应的刺激速度频率分配给在植入电极阵列上的一个或多个刺激触点1到m(m可以等于或不等于带通信道的数目n;例如, $n > m$ )。速度定义平台706然后生成用于在它们各自刺激速度频率上的刺激触点的输出电刺激信号707。

[0039] 在一些实施例中,速度定义平台706确定调整的特征周期,其中所选择的频率特征的周期是在特定语言的基本周期的最接近的整数倍的某些阈值距离内的。在选择频率特征的周期大于来自特定语言的基本周期的最接近的整数倍数的阈值距离的情况下,速度定义平台706可以将调整的特征周期设置至零(即,不使用)。在这样的实施例中,速度定义平台706然后将仅对非零的调整的特征周期计算对应的刺激速度频率。

[0040] 如果一个以上的非零特征频率被分配到给定的刺激触点通道,则速度定义平台706可以从分配的特征频率选出单个特征频率,并且以该刺激速度提供输出刺激信号707。如果只有零周期特征频率已被应用到给定的输出刺激通道(1到m),则不提供刺激信号脉冲。在开发输出刺激信号707时,刺激速度平台706也应用任何适合的刺激策略,诸如CIS、FSP等,并且可以并行或依次提供输出刺激信号707。

[0041] 图8示出了根据本发明的实施例在频域中操作的特征提取系统的各种功能块。例如,这可以基于使用快速傅立叶变换(FFT)模块803而非图7的特征计数器705。在这样的布置中,FFT模块803确定A/D转换的输入音频信号的FFT谱。速度定义平台806然后确定具有大于某些预定值的波峰的谱的所有信号频率,并对每个选择的信号频率计算对应的调整特征周期。这些信号周期可以被认为是上文所述的关于图6的特征周期,并且然后继续类似地处理。其他具体实施例可以利用时域特征计数器和频域FFT谱这二者,基于在图7和8中所示的信号处理布置的结合来确定通带信号的特征周期。

[0042] 基于特定语言的基本周期上文所描述的那些的一个优点是更好地体现了音调语言中自然优选的周期,这引领了更好地理解音调语言的语音。尤其是,对于可以很确切地确定的特定语言的基本周期的单个说话人的听力情况可以特别有用,诸如在安静环境中的打电话期间。但这样的实施例通过考虑定向的麦克风特性对多人可能同时讲话的其他听力情况也可以是有帮助的。在这种情况下,目标说话人的语音表达可以被增强而同时其他的声音被衰减。在基本周期的检测可能不够确切的听力情况下,该系统可以切换到另一个处理模式或可以维持先前选定的刺激速度。

[0043] 如上所述,除了考虑特定语言的刺激速度,通过离散系统在模拟信号中周期性的表示还固有地被其时间分辨率所限制。对于耳蜗植入体,这意味着最高刺激速度(通常也是最高的感测速度)受时间分辨率限制。如果所感测的声音信号具有频率 $f(a)$ 的周期性且CI系统的感测/刺激速度具有频率 $f(e)$ ,则生成以这两个频率为特征的跳动。因此,电脉冲可

以携带关于过零事件的抖动。图11示出了在刺激信号(实线)和感测模式(虚线)之间抖动变化的这一问题。减少这种抖动问题的一个方法是增加感测/刺激速度。但是,这是相当耗能的,并且最终有其他的技术限制。

[0044] 实施例针对减少或消除在诸如耳蜗植入体的听觉假体中的不希望有的抖动。在诸如上述的那些CI信号处理系统中,信号处理布置对至少一个电刺激信号通道变化刺激频率以维持刺激频率和对应频带信号的突出感测频率之间的整数比。即,对于至少一个电极刺激通道,声音处理布置将感测/刺激速度 $f(e)$ 从固定的一个改变为可变的一个,使得它与突出感测频率 $f(a)$ 是整数关系,即 $F(e) = n$ 倍的 $F(a)$ ,其中 $n$ 可以是整数或整数的商。

[0045] 突出感测频率 $f(a)$ 可以是但不限于是基频、基频的谐波或仅是预定义的带通滤波器的最突出的频率,诸如该带通滤波器来自例如通过引用并入本文的美国专利公开2009/0254150所述的低频宽带滤波器。如美国专利公开2009/0254150所述的宽带相干混合布置相比于基于确定频带信号的基频的系统可以是有优势的,因为在许多现实生活的听力情况下可能难以明确地确定基频。可替代地或另外地,突出感测频率也可以经由执行感测信号的FFT来确定。

[0046] 在一些实施例中,多个刺激信号通道可使它们的刺激频率变化以维持刺激频率和对应的频带信号的突出感测频率之间的整数比。这可能是特别有用的,例如,在耳蜗植入体使用者像在听音乐时那样听到携带定义明确的基频和对应的谐波的声音时的情况下。因此,本发明的实施例包括具有音乐处理模式的耳蜗植入系统,在该音乐处理模式中可以变化刺激频率以消除抖动,并在适当的时候该音乐处理模式可以是用户可选择的或是由系统自动选择的。如果耳蜗植入体使用者处在系统不能确切地检测突出感测频率的情况下,则该系统可以只是切换到另一正常的刺激模式和/或可以维持先前选择的刺激速度。

[0047] 如上所述变化刺激频率有效地消除了图11中可见的抖动。如图12所示,能够变化刺激频率以维持在刺激信号(实线)和突出感测频率(虚线)之间的恒定时间偏移。或者如图13所示,实施例可以相对于突出感测频率控制刺激频率,以具有零偏移,并且固有地由此具有零抖动。

[0048] 本发明实施例的一个优点是确定刺激速度的突出感测频率信号是更加明显的,而可能存在于感测信号中的其它模式频率较少被体现。因此控制抖动的这种方法也引入了用于感兴趣的信号的滤波器。这在诸如多个人同时讲话的某些情况下可以是有帮助的。并且如果耳蜗植入体系统利用了定向麦克风的特性,目标说话人的声音的表现可以被增强而同时其它说话人的声音被衰减。因此本发明的一些实施例可具有用于这样的消除抖动并增强目标发言者的突出频率的情形的目标音频源处理模式。

[0049] 此外,如上所述的消除不希望有的抖动对于引入有意抖动的特定系统中的进一步处理也可以是有用或必要的,如在其全部内容通过引用并入本文的美国专利公开2008/0319509和美国专利公开2014/0121725中所描述的那样的引入有意抖动的特定系统。

[0050] 本发明的实施例可以部分地以任何常规的计算机编程语言来实现。例如,优选实施例可以以过程式编程语言(例如,“C”)或面向对象的编程语言(例如,“C++”或Python)来实现。本发明的替换实施例可以被实现为预编程的硬件元件、其他相关组件,或被实现为硬件和软件组件的结合。

[0051] 实施例能够部分地作为与计算机系统一起使用的计算机程序产品来实现。这样的



实施方式可以包括固定在诸如计算机可读介质(例如,磁盘、CD-ROM、ROM或硬盘)的有形介质上,或者经由调制解调器或诸如跨越介质连接到网络的通信适配器的其它接口设备可传输到计算机系统的一系列计算机指令。该介质可以是有形介质(例如,光学或模拟通信线路)或以无线技术(例如,微波、红外线或其他传送技术)实现的介质。这一系列计算机指令体现了本文先前描述的关于系统的全部或部分功能。本领域的技术人员应该理解,为了与许多计算机架构或操作系统一起使用,这样的计算机指令能够以多种编程语言进行编写。此外,这样的指令可以存储在任何存储器设备中,诸如半导体、磁性,光学或其他存储器设备,并且可以使用任何通信技术,诸如光学、红外线、微波或其他传送技术,来传输。据预计,这样的计算机程序产品可以作为可移动介质同随附的印刷或电子文档(例如,收缩打包软件)一起被分发,同计算机系统一起被预装载(例如,在系统ROM或硬盘上),或者跨越网络(例如,因特网或万维网)从服务器或电子布告板中被分发。当然,本发明的一些实施方式可以作为软件(例如,计算机程序产品)和硬件这二者的结合被实现。本发明还有其它的实施例作完整的全硬件或完整的软件(例如,计算机程序产品)被实现。

[0052] 尽管已经公开了本发明的各种示例性实施例,但是对于本领域技术人员而言应该显而易见的是,在不脱离本发明的真实范围的情况下,能够做出将达到本发明的至少一些优点的各种改变和修改。例如,本文所述的方法可以应用于除耳蜗植入体外的听觉假体,诸如具有通过在耳蜗核内或与其相邻的电极发出的电刺激的听觉脑干植入体,或者具有通过在下丘内或其上的电极发出的电刺激的听觉中脑植入体。



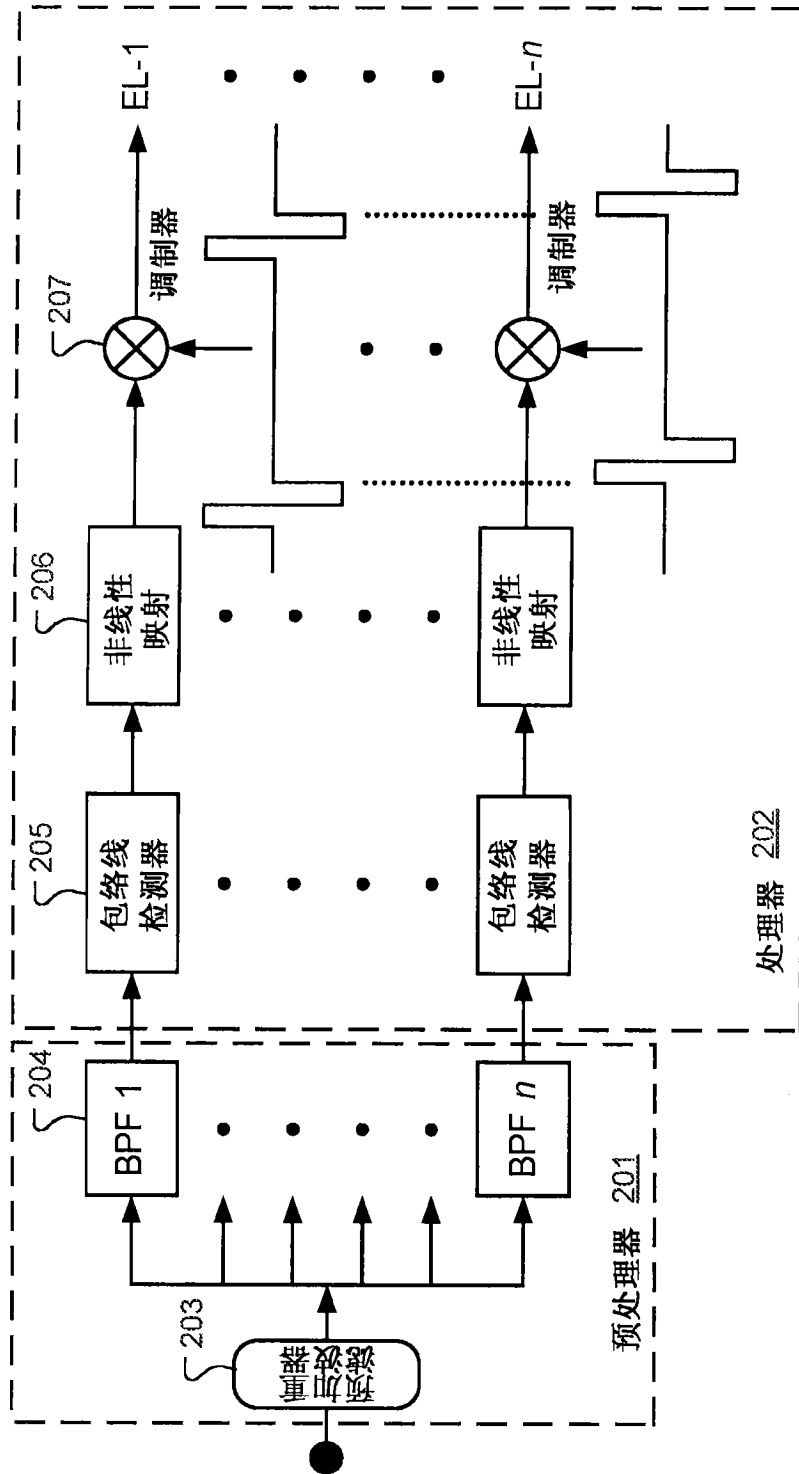


图2

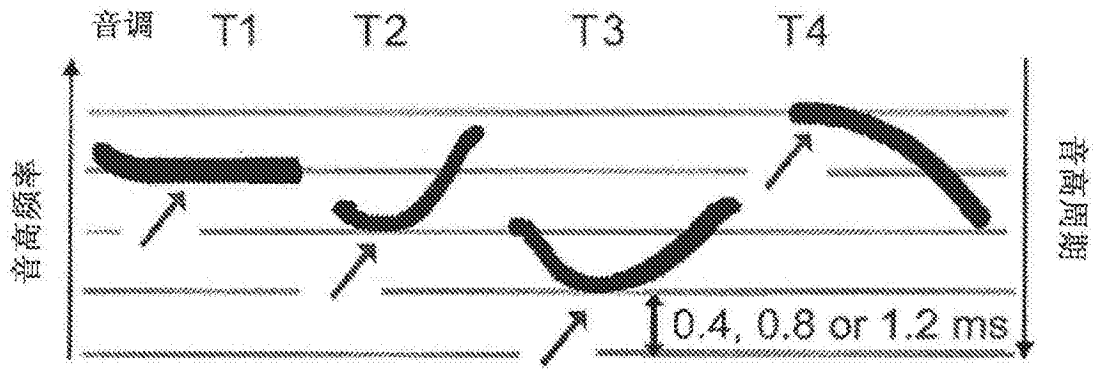


图3

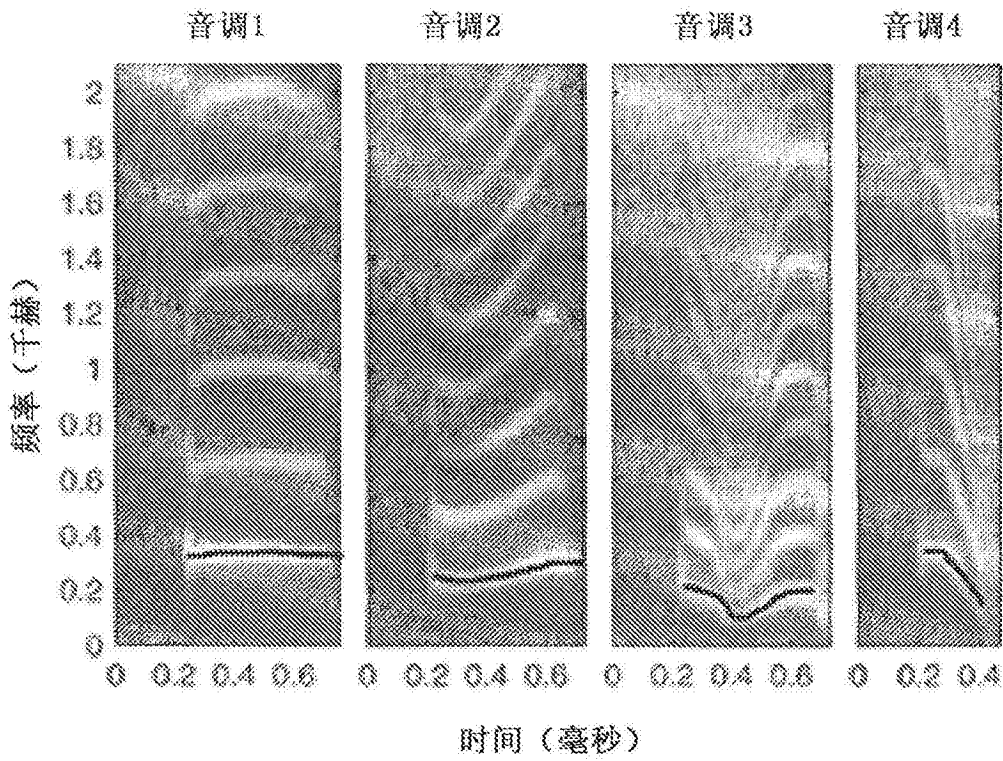


图4

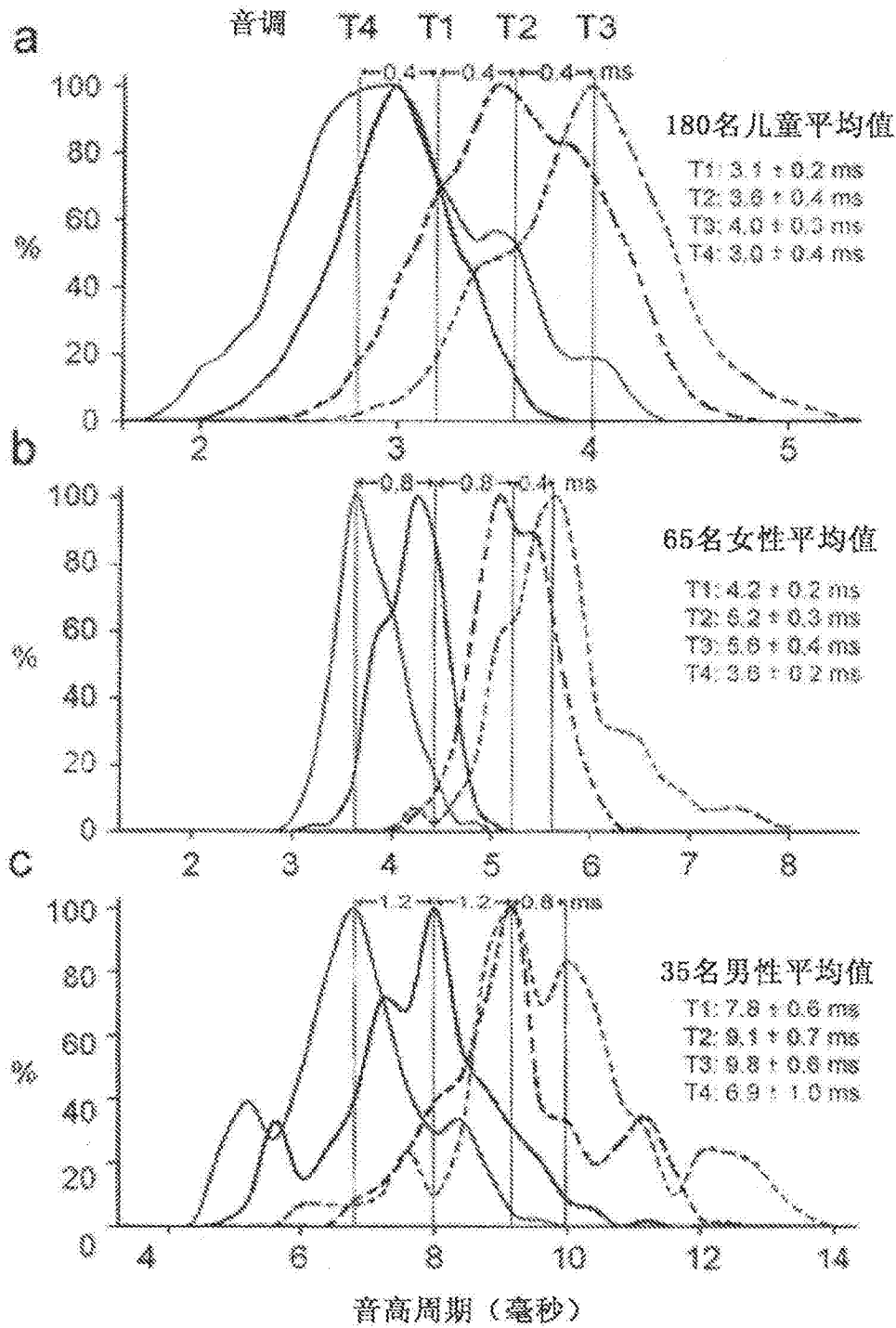


图5

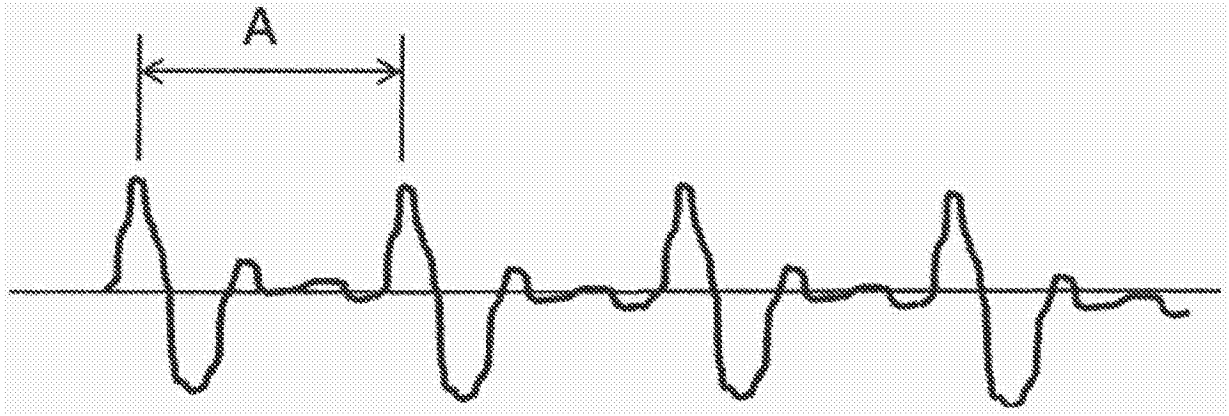


图6A

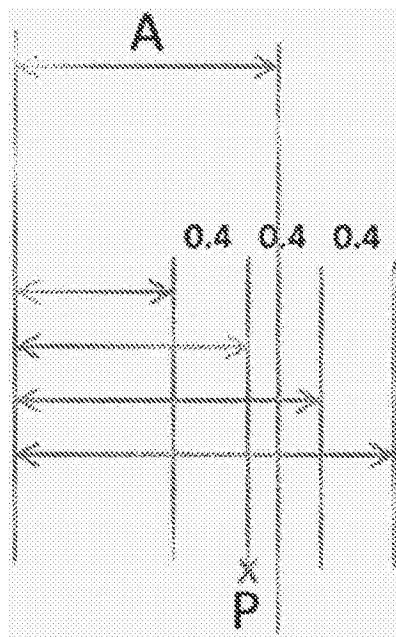


图6B

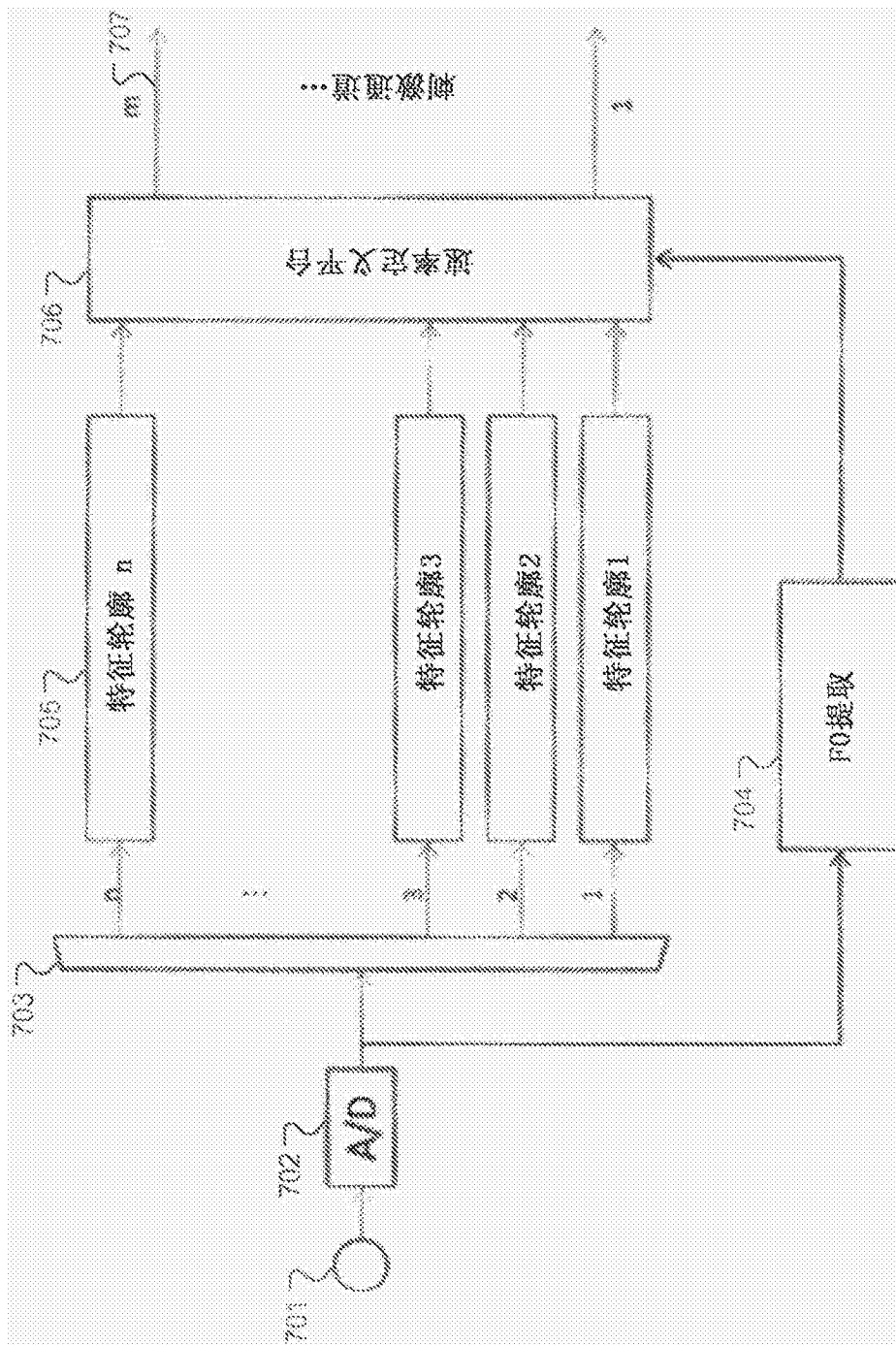


图7

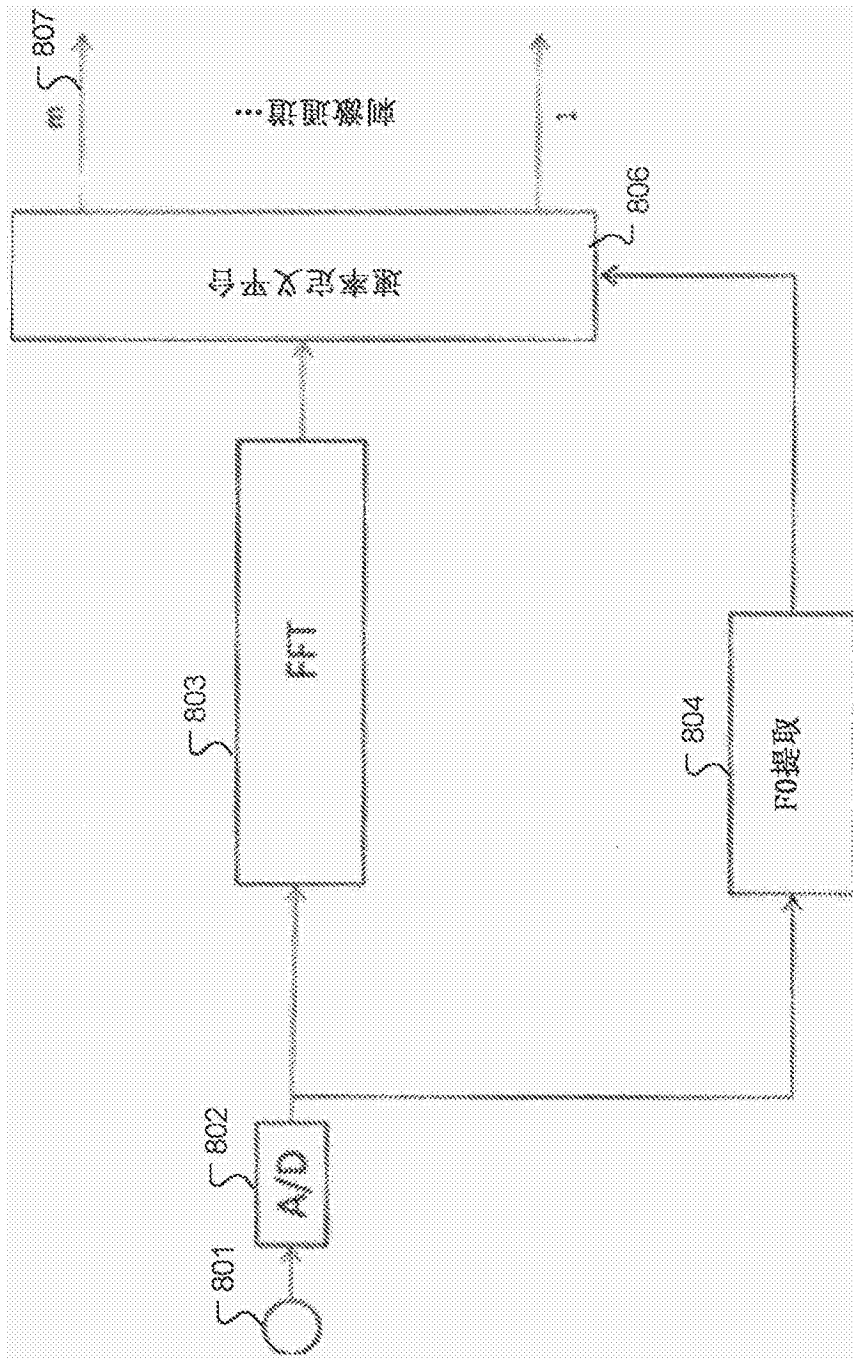


图8



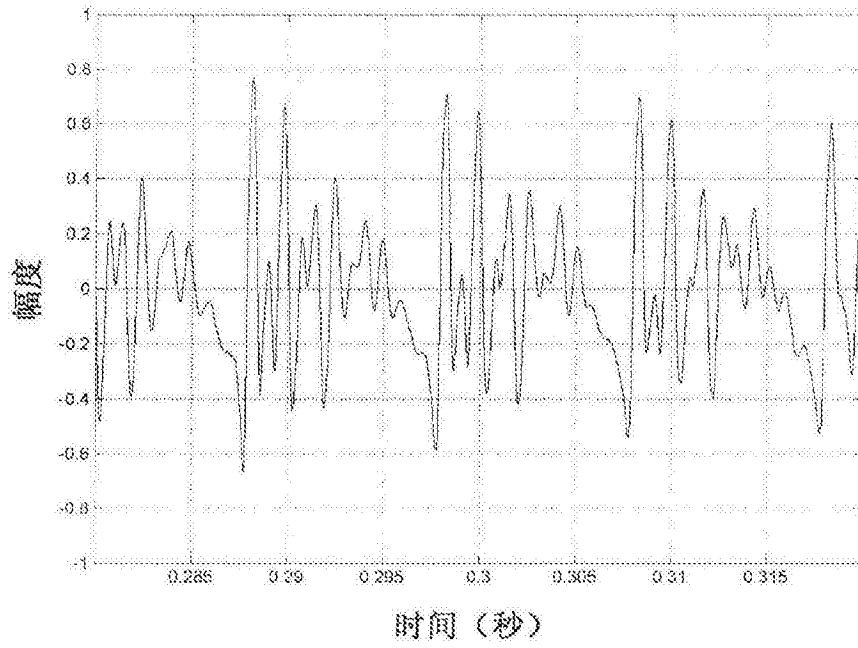


图9

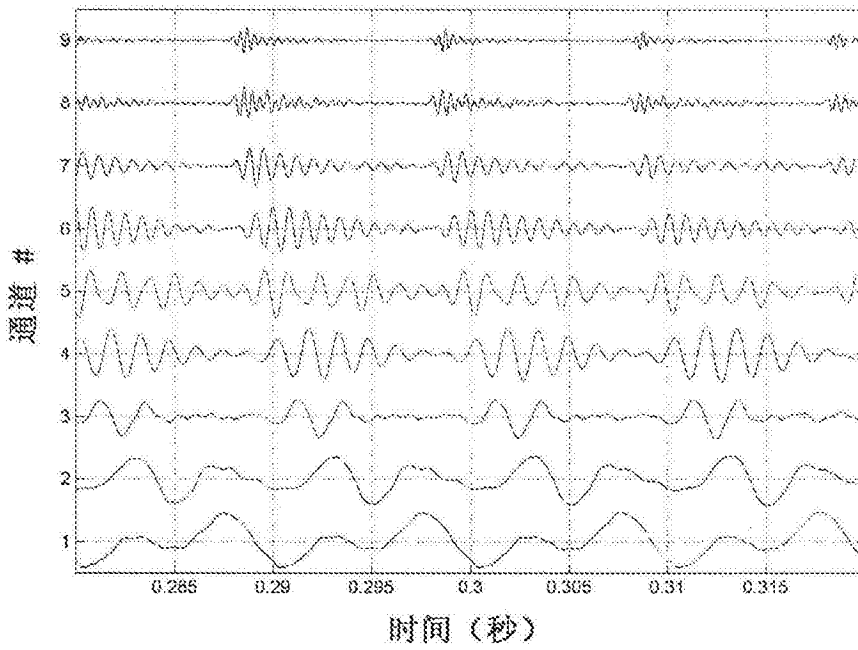


图10

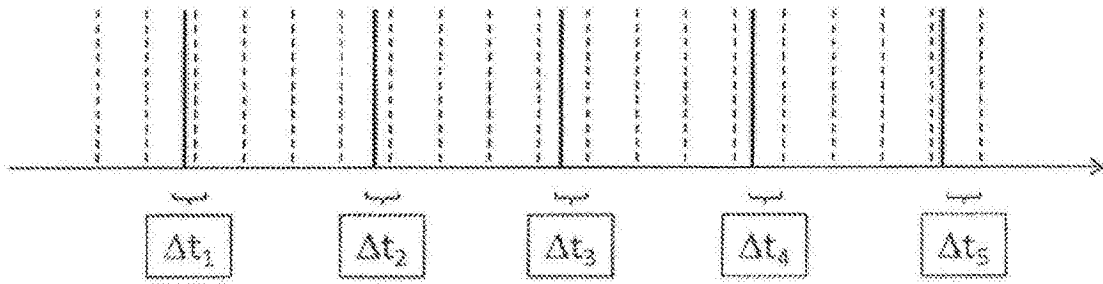


图11

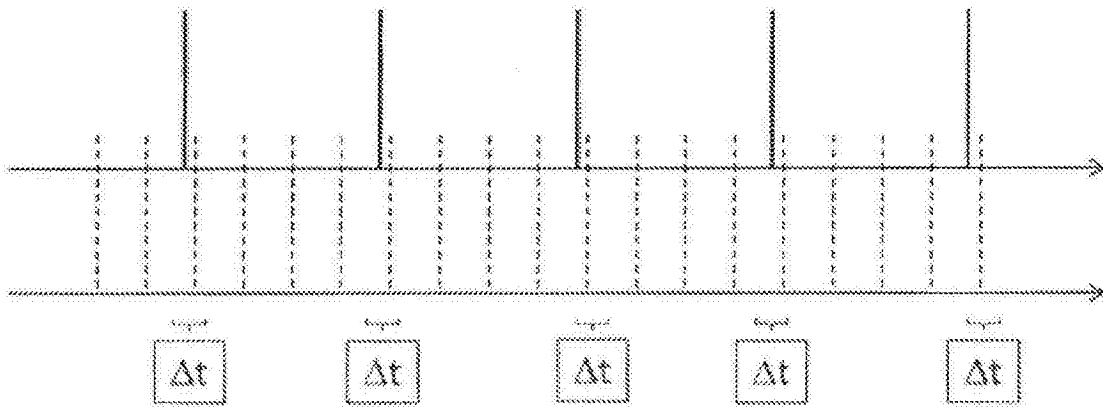


图12

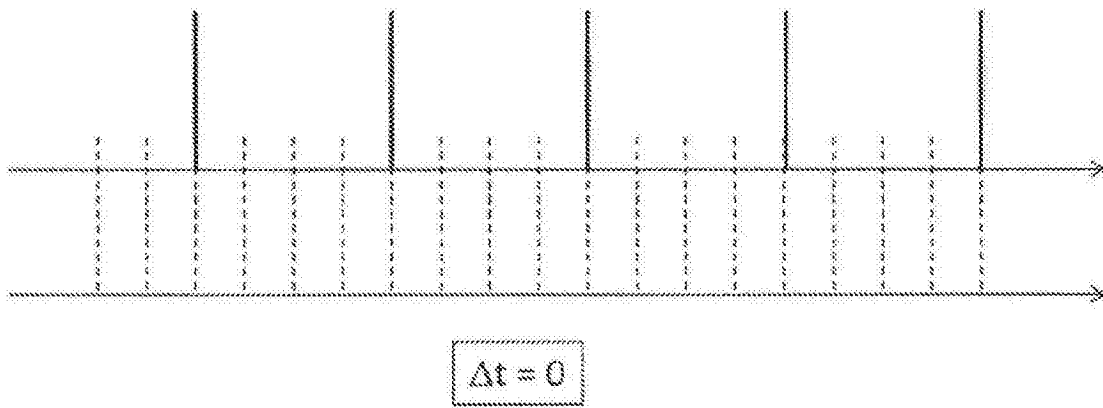


图13