



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104641366 A

(43) 申请公布日 2015. 05. 20

(21) 申请号 201380013557. 2

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 03. 14

G06F 17/14(2006. 01)

(30) 优先权数据

H03M 7/30(2006. 01)

61/611, 739 2012. 03. 16 US

A61B 5/00(2006. 01)

13/800, 754 2013. 03. 13 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 09. 11

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/031332 2013. 03. 14

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/138591 EN 2013. 09. 19

(71) 申请人 高通股份有限公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 吉勒斯·贝希勒尔 阿里·霍玛提

(74) 专利代理机构 北京律盟知识产权代理有限公司
11287

代理人 宋献涛

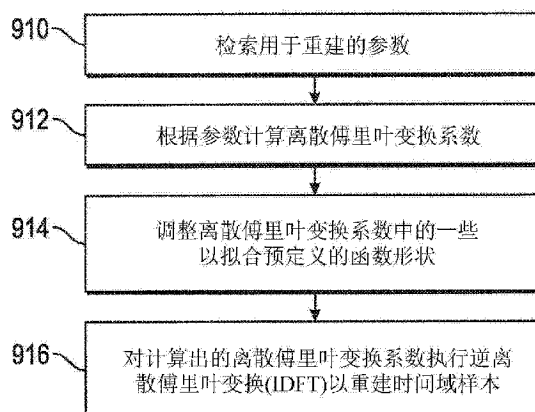
权利要求书4页 说明书11页 附图11页

(54) 发明名称

用于分析和重建具有低采样速率的可变脉宽信号的系统和方法

(57) 摘要

本发明描述用于对波形的离散傅里叶变换的系数应用预定义函数形状的系统和方法。所述波形可至少部分地基于心电图 ECG。所述预定义的函数形状可以是抛物线形的, 并且可以在对数标度上定义。应用预定义的函数形状可以允许在较低采样速率下产生波形的更加准确的重建。



1. 一种从压缩原始时间域波形重建时间域波形的计算机实施的方法,其包括:
在处理器中接收定义所述原始时间域波形的压缩形式的参数;
用所述处理器从所述参数产生离散傅里叶变换 DFT 系数;
用所述处理器调整所述产生的 DFT 系数中的至少一些的振幅以便将所述产生的 DFT 系数中的所述至少一些的所述振幅更加紧密地拟合到预定义的函数形状;
用所述处理器对包含所述经调整的 DFT 系数的一组 DFT 系数执行逆离散傅里叶变换 IDFT 以产生重建时间域波形。
2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述原始时间域波形是心电图 ECG 信号,并且所述预定义的函数形状是对数标度上的抛物线。
3. 根据权利要求 1 所述的方法,其进一步包括导出所述参数并且存储所述参数以用于重建。
4. 根据权利要求 1 所述的方法,其中从所述原始时间域波形的时间域样本导出所述参数。
5. 根据权利要求 4 所述的方法,其中所述时间域样本间隔小于 120Hz。
6. 根据权利要求 4 所述的方法,其中所述参数表示对所述原始时间域波形进行建模的一系列脉冲中的每一者的特性,并且其中所述特性包含至少峰值位置、峰值振幅和脉宽。
7. 根据权利要求 4 所述的方法,其中通过包括下面的操作的方法导出所述参数:
通过至少一个处理器获得 N 样本时间域 ECG 信号的一系列至少 MM 离散傅里叶变换系数,其中 MM 大于 2K;
通过所述至少一个处理器使用所述 MM 离散傅里叶变换系数确定零化多项式的 K 个根;
至少部分地基于所述确定的根,通过所述至少一个处理器导出 K 个脉冲的位置和宽度;以及
通过所述至少一个处理器导出所述 K 个脉冲中的每一者的对称和不对称振幅中的一者或两者。
8. 根据权利要求 2 所述的方法,其中通过包括下面的操作的方法导出所述参数:
通过至少一个处理器获得 N 样本时间域信号的一系列至少 MM 离散傅里叶变换系数,其中 MM 大于 2K;
通过所述至少一个处理器使用所述 MM 离散傅里叶变换系数确定零化多项式的 K 个根;
至少部分地基于所述确定的根,通过所述至少一个处理器导出 K 个脉冲的位置和宽度;以及
通过所述至少一个处理器导出所述 K 个脉冲中的每一者的对称和不对称振幅中的一者或两者。
9. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述调整包括根据下面的公式变换第一组产生的 DFT 系数:

$$\text{经调整的 } \hat{X}[m] = \frac{\hat{X}[m]}{|X[m]|} e^{\alpha m^2 + \beta}$$

其中 α 和 β 是表征所述预定义的函数形状的参数。

10. 根据权利要求 9 所述的方法,其中通过使用不同于所述第一组的第二组产生的 DFT 系数使下面的公式最小化而导出 α 和 β :

$$||\log X[m] - \alpha m^2 - \beta||^2, \text{ 范围为 } \{\alpha, \beta\}.$$

11. 根据权利要求 2 所述的方法,其中所述调整包括根据下面的公式变换第一组产生的 DFT 系数:

$$\text{经调整的 } \hat{X}[m] = \frac{\hat{X}[m]}{|X[m]|} e^{\alpha m^2 + \beta}$$

其中 α 和 β 是表征所述预定义的函数形状的参数。

12. 根据权利要求 11 所述的方法,其中通过使用不同于所述第一组的第二组产生的 DFT 系数使下面的公式最小化而导出 α 和 β :

$$||\log X[m] - \alpha m^2 - \beta||^2, \text{ 范围为 } \{\alpha, \beta\}.$$

13. 根据权利要求 12 所述的方法,其中通过包括下面的操作的方法导出所述参数:

通过至少一个处理器获得 N 样本时间域 ECG 信号的一系列至少 MM 离散傅里叶变换系数,其中 MM 大于 2K;

通过所述至少一个处理器使用所述 MM 离散傅里叶变换系数确定零化多项式的 K 个根;

至少部分地基于所述确定的根,通过所述至少一个处理器导出 K 个脉冲的位置和宽度;以及

通过所述至少一个处理器导出所述 K 个脉冲中的每一者的对称和不对称振幅中的一者或两者。

14. 一种处理设备,其包括:

存储器,其中存储有定义原始时间域波形的压缩形式的参数;

处理器,其经配置以:

检索所述参数;

从所述参数产生离散傅里叶变换 DFT 系数;

调整所述产生的 DFT 系数中的至少一些的振幅以便将所述产生的 DFT 系数中的所述至少一些的所述振幅更加紧密地拟合到预定义的函数形状;以及

对包含所述经调整的 DFT 系数的一组 DFT 系数执行逆离散傅里叶变换 IDFT 以产生重建时间域波形。

15. 根据权利要求 14 所述的设备,其中所述原始时间域波形是心电图 ECG 信号,并且所述预定义的函数形状是对数标度上的抛物线。

16. 根据权利要求 14 所述的设备,其中所述处理器经配置以导出所述参数并且将所述参数存储在所述存储器中。

17. 根据权利要求 16 所述的设备,其中所述参数是从所述原始时间域波形的时间域样本导出的。

18. 根据权利要求 17 所述的设备,其中所述时间域样本间隔小于 120Hz。

19. 根据权利要求 17 所述的设备,其中所述参数表示对所述原始时间域波形进行建模的一系列脉冲中的每一者的特性,并且其中所述特性包含至少峰值位置、峰值振幅和脉宽。

20. 根据权利要求 17 所述的设备,其中所述处理器经配置以通过包括下面的操作的方法导出所述参数:

获得 N 样本时间域 ECG 信号的一系列至少 MM 离散傅里叶变换系数,其中 MM 大于 2K;
使用所述 MM 离散傅里叶变换系数确定零化多项式的 K 个根;
至少部分地基于所述确定的根,导出 K 个脉冲的位置和宽度;以及
导出所述 K 个脉冲中的每一者的对称和不对称振幅中的一者或两者。

21. 根据权利要求 15 所述的设备,其中所述处理器经配置以通过包括下面的操作的方法导出所述参数:

获得 N 样本时间域信号的一系列至少 MM 离散傅里叶变换系数,其中 MM 大于 2K;
使用所述 MM 离散傅里叶变换系数确定零化多项式的 K 个根;
至少部分地基于所述确定的根,导出 K 个脉冲的位置和宽度;以及
通过所述至少一个处理器导出所述 K 个脉冲中的每一者的对称和不对称振幅中的一者或两者。

22. 根据权利要求 14 所述的设备,其中所述调整包括根据下面的公式变换第一组产生的 DFT 系数:

$$\text{经调整的}\hat{X}[m]=\frac{\hat{X}[m]}{|X[m]|}e^{\alpha m^2+\beta}$$

其中 α 和 β 是表征所述预定义的函数形状的参数。

23. 根据权利要求 22 所述的设备,其中通过使用不同于所述第一组的第二组产生的 DFT 系数使下面的公式最小化而导出 α 和 β :

$$||\log X[m]-\alpha m^2-\beta||^2, \text{范围为}\{\alpha, \beta\}。$$

24. 根据权利要求 15 所述的设备,其中所述调整包括根据下面的公式变换第一组产生的 DFT 系数:

$$\text{经调整的}\hat{X}[m]=\frac{\hat{X}[m]}{|X[m]|}e^{\alpha m^2+\beta}$$

其中 α 和 β 是表征所述预定义的函数形状的参数。

25. 根据权利要求 24 所述的设备,其中通过使用不同于所述第一组的第二组产生的 DFT 系数使下面的公式最小化而导出 α 和 β :

$$||\log X[m]-\alpha m^2-\beta||^2, \text{范围为}\{\alpha, \beta\}。$$

26. 根据权利要求 25 所述的设备,其中所述处理器经配置以通过包括下面的操作的方法导出所述参数:

获得 N 样本时间域 ECG 信号的一系列至少 MM 离散傅里叶变换系数,其中 MM 大于 2K;
使用所述 MM 离散傅里叶变换系数确定零化多项式的 K 个根;
至少部分地基于所述确定的根,导出 K 个脉冲的位置和宽度;以及
导出所述 K 个脉冲中的每一者的对称和不对称振幅中的一者或两者。

27. 根据权利要求 14 所述的设备,其进一步包括耦合到所述处理器的天线,并且其中所述处理器经配置以用所述天线无线地接收所述参数并且将所述参数存储在所述存储器中。

28. 根据权利要求 27 所述的设备,其额外包括可粘附在身体上的装置,所述可粘附在身体上的装置包括:

ECG 电极;

模拟 / 数字转换器;

第二天线;以及

第二处理器,其中所述第二处理器经配置以接收由所述 ECG 电极产生的信号的时间域样本,从所述时间域样本导出所述参数,并且用所述第二天线发射所述参数。

29. 根据权利要求 28 所述的设备,其中所述第二处理器经配置以通过包括下面的操作的方法导出所述参数:

获得 N 样本时间域信号的一系列至少 MM 离散傅里叶变换系数,其中 MM 大于 2K;

使用所述 MM 离散傅里叶变换系数确定零化多项式的 K 个根;

至少部分地基于所述确定的根,导出 K 个脉冲的位置和宽度;以及

导出所述 K 个脉冲中的每一者的对称和不对称振幅中的一者或两者。

30. 一种非暂时性计算机可读媒体,其包括当执行时致使处理器执行包括下面的操作的方法的指令:

在所述处理器中接收定义原始时间域波形的压缩形式的参数;

用所述处理器从所述参数产生离散傅里叶变换 DFT 系数;

用所述处理器调整所述产生的 DFT 系数中的至少一些的振幅以便将所述产生的 DFT 系数中的所述至少一些的所述振幅更加紧密地拟合到预定义的函数形状;

用所述处理器对包含所述经调整的 DFT 系数的一组 DFT 系数执行逆离散傅里叶变换 IDFT 以产生重建时间域波形。

31. 根据权利要求 30 所述的媒体,其中所述方法进一步包括导出所述参数并且存储所述参数以用于重建。

32. 根据权利要求 31 所述的媒体,其中导出所述参数包括:

获得 N 样本时间域 ECG 信号的一系列至少 MM 离散傅里叶变换系数,其中 MM 大于 2K;

使用所述 MM 离散傅里叶变换系数确定零化多项式的 K 个根;

至少部分地基于所述确定的根,导出 K 个脉冲的位置和宽度;以及

导出所述 K 个脉冲中的每一者的对称和不对称振幅中的一者或两者。

33. 根据权利要求 30 所述的媒体,其中所述调整包括根据下面的公式变换第一组产生的 DFT 系数:

$$\text{经调整的}\hat{X}[m]=\frac{\hat{X}[m]}{|X[m]|}e^{\alpha m^2+\beta}$$

其中 α 和 β 是表征所述预定义的函数形状的参数。

34. 根据权利要求 33 所述的媒体,其中通过使用不同于所述第一组的第二组产生的 DFT 系数使下面的公式最小化而导出 α 和 β :

$$||\log X[m]-\alpha m^2-\beta||^2, \text{范围为}\{\alpha, \beta\}.$$

用于分析和重建具有低采样速率的可变脉宽信号的系统和 方法

[0001] 相关申请案的交叉参考

[0002] 本申请案主张 2012 年 3 月 16 日申请的第 61/611,739 号美国临时申请案和 2013 年 3 月 13 日申请的第 13/800,754 号美国申请案的优先权,这两个申请案的全文以应用的方式并入本文中。

技术领域

[0003] 本发明涉及用于对波形的离散傅里叶变换的系数应用预定义函数形状的系统和方法。

背景技术

[0004] 数字参数化广泛地用于信号处理、存储、发射和分析。可能最常见的是使用奈奎斯特速率采样,其中通过离散时间的一组采样信号值来表示连续时间域信号。只要原始连续信号被频带限制成采样速率的至多一半,所述组样本就可以用于通过使用(举例来说)sinc 内插算法来重建完整信号。在这个常见实例中,通过一组离散的参数来表示信号,所述参数是可以存储、发射和在任何时间使用以完整地重建原始信号的样本值。

[0005] 近些年来,已经用其它方式使有实际利益的一些未受频带限制的信号参数化。虽然这些信号可能含有任意大的频率分量,但是通过限制每个单位时间的“创新速率”的特性为这些信号建模,使得所述信号可以用有限的一组值来参数化,从所述值中可以重建原始信号。于是,要解决的问题是,如何从原始信号导出合适的一组参数值,以及如何使所述过程逆转以仅使用导出的参数来重建完整信号。基于有限创新速率(FRI)的信号分析的现有技术是分析信号的一种此方法,并且在下面的参考文献中予以描述:[1]M. 维特利(M. Vetterli)、P. 马兹利奥(P. Marziliano)、T. 布鲁(T. Blu),“使用有限创新速率对信号进行采样(Sampling Signals with Finite Rate of Innovation)”,《IEEE 信号处理通讯(IEEE Transactions on Signal Processing)》,第 50 卷,第 6 期,第 1417-1428 页,2002 年 6 月;[2]T. 布鲁(T. Blu)、P. L. 德拉格迪(P. L. Dragotti,)、M. 维特利(M. Vetterli)、P. 马兹利奥(P. Marziliano)、和 L. 克鲁特(L. Coulot),“对信号创新的稀疏采样:理论、算法和性能限制(Sparse Sampling of Signal Innovations:Theory,Algorithms,and Performance Bounds)”,《IEEE 信号处理杂志(IEEE Signal Processing Magazine)》,第 25 卷,第 2 期,第 31-40 页,2008 年 3 月;[3]Y. 郝(Y. Hao)、P. 马兹利奥(P. Marziliano)、M. 维特利(M. Vetterli)、T. 布鲁(T. Blu),“将 ECG 压缩成具有有限创新速率的信号(Compression of ECG as a Signal with Finite Rate of Innovation)”,2005 年 IEEE 医学与生物工程第 27 届年会会刊(Proc. of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference),中国上海,2005 年 9 月 1-4 日,第 7564-7567 页;[4] 马兹利奥(Marziliano)、M. 维特利(M. Vetterli)和 T. 布鲁(T. Blu),“具有加性散粒噪声的受频带限制的信号的采样和确切重建(Sampling and Exact Reconstruction of Bandlimited Signals With

Additive Shot Noise)”,《IEEE 信息理论通讯 (IEEE Transactions on Information Theory)》,第 52 卷,第 5 期,第 2230-2233 页,2006 年 5 月。在这种方法中,分析波形或波形的衍生物以识别用于定义伪周期内的信号区段的边界的信号特征或标记的狄拉克函数(本质上无限窄的脉冲)的位置和振幅。可以接着使用适当的波形形状或样条来重建信号或信号区段。现有技术中描述的这些模型(其可以称为狄拉克 FRI 模型)限制为脉冲描述的两个参数(振幅和在周期内的位置(对于伪周期性信号)),并且将其局限于单个脉冲形状以用于重建。因此,这些模型使含有变化的宽度的脉冲的信号参数化的能力是有限的。

发明内容

[0006] 本发明的系统、方法和装置各自具有若干方面,其中没有哪一单个方面单独负责其期望的属性。下面将简要论述一些特征,但并不限制所附权利要求书所表达的本发明的范围。在考虑本论述之后,并且尤其是在阅读了标题为“具体实施方式”的部分之后,将理解本发明的特征如何提供包含定义和参数化含有可变宽度的脉冲的信号或系统响应的模型的优点。所述参数可以定义信号,并且因此可以用作原始信号的压缩版本。作为信号的压缩版本存储参数会需要较少的存储空间,从而使得信号存储更有存储器效率。

[0007] 在一个实施方案中,从压缩的原始时间域波形重建时间域波形的计算机实施的方法包括:通过处理器接收定义所述原始时间域波形的压缩形式的参数;用所述处理器从所述参数产生离散傅里叶变换(DFT)系数;用所述处理器调整所述产生的 DFT 系数中的至少一些的振幅以便将所述产生的 DFT 系数中的所述至少一些的所述振幅更加紧密地拟合到预定义的函数形状;用所述处理器对包含所述经调整的 DFT 系数的一组 DFT 系数执行逆离散傅里叶变换(IDFT)以产生重建时间域波形。在一些实施方案中,预定义的函数形状是对数标度上的抛物线。在一些实施方案中,所述波形至少部分地是基于心电图(ECG)。在一些实施方案中,所述参数是从原始信号的时间域样本导出的,并且时间域样本可以间隔小于 120Hz。

[0008] 在另一方面中,一种处理设备包括:存储器,其中存储有定义原始时间域波形的压缩形式的参数;处理器,其经配置以:检索所述参数;从所述参数产生离散傅里叶变换(DFT)系数;以及调整所述产生的 DFT 系数中的至少一些的振幅以便将所述产生的 DFT 系数中的所述至少一些的所述振幅更加紧密地拟合到预定义的函数形状。所述处理器还经配置以对包含所述经调整的 DFT 系数的一组 DFT 系数执行逆离散傅里叶变换(IDFT)以产生重建时间域波形。

[0009] 在另一方面中,揭示了一种非暂时性计算机可读媒体,其包括在执行时致使处理器执行包括下面的操作的方法的指令:在处理器中接收定义原始时间域波形的压缩形式的参数;用所述处理器从所述参数产生离散傅里叶变换(DFT)系数;用所述处理器调整所述产生的 DFT 系数中的至少一些的振幅以便将所述产生的 DFT 系数中的所述至少一些的所述振幅更加紧密地拟合到预定义的函数形状;用所述处理器对包含所述经调整的 DFT 系数的一组 DFT 系数执行逆离散傅里叶变换(IDFT)以产生重建时间域波形。

附图说明

[0010] 图 1A 到 1C 说明具有罗伦兹脉冲总和的 ECG 波形的重建。

- [0011] 图 2 是使含有可变脉宽的波形参数化的方法的流程图。
- [0012] 图 3 是 ECG 波形的频谱的曲线图。
- [0013] 图 4 是使用用图 2 的方法产生的参数的信号重建方法的流程图。
- [0014] 图 5 是比较原始时间域信号与使用 VPW-FRI 参数的信号重建的曲线图。
- [0015] 图 6 是在频率域中比较图 5 的时间域波形的曲线图。
- [0016] 图 7A 和 7B 说明原始时间域 ECG 波形和使用下采样信号的波形重建。
- [0017] 图 8 是在频率域中比较图 7A 和 7B 的时间域波形的曲线图。
- [0018] 图 9 是比较图 7A 的频率域波形与用于重建的经调整频率域波形的曲线图。
- [0019] 图 10A 和 10B 说明原始时间域 ECG 波形和使用图 9 的经调整频率域波形的波形重建。
- [0020] 图 11 是包含 DFT 系数调整的信号重建方法的流程图。
- [0021] 图 12A-12C 说明利用本发明的信号参数化的系统的实施例。
- [0022] 图 13 说明利用本发明的信号参数化的系统的实施例。

具体实施方式

[0023] 下文中参照附图更完整地描述新颖系统、设备和方法的各种方面。所述教导可以体现为许多不同形式,并且不应理解为限于本发明各处呈现的任何具体结构或功能。实际上,提供这些方面是为了使得本发明将透彻并且完整,并且将把本发明的范围完整地传达给所属领域的技术人员。基于本文中的教导,所属领域的技术人员应明白,本发明的范围意在涵盖本文中揭示的新颖系统、设备和方法的任何方面,无论是独立于本发明的任何其它方面实施还是与本发明的任何其它方面组合实施的。举例来说,可以使用本文中阐述的许多方面来实施一种设备或实践一种方法。此外,本发明的范围意在涵盖补充或替代本文中阐述的本发明的各种方面的其它结构、功能性或结构和功能性实践的此设备或方法。应理解,可以通过权利要求的一或多个要素来实现本文中揭示的任何方面。

[0024] 虽然本文中描述了特定方面,但是对这些方面的许多更改和置换属于本发明的范围内。虽然提到了优选方面的一些益处和优点,但是本发明的范围不意在限于特定益处、用处或目的。实际上,本发明的方面意在广泛地适用于不同系统,其中的一些在图中和下面对优选方面的详细描述中举例说明。详细描述和图式只是说明本发明而非限制,本发明的范围由所附权利要求书及其等效物来定义。

[0025] 本发明的方法可以适用于各种系统。举例来说,本发明可以特别适用于例如心电图 (ECG) 数据库等信号存储数据库。在一个方面中,本文中的方法可以用于使 ECG 信号参数化,并且接着将那些参数存储在 ECG 数据库中。这可能会大幅减少存储 ECG 信号所必需的成本和资源,因为存储数据所必需的存储器分配大幅减少。此 ECG 信号数据库提供了用于患者评估和治疗的信息。此外,医院可能必需作为患者医疗记录的存储装置的一部分的此些 ECG 数据库。因此,事实可能证明,本文中描述的系统和方法对于医疗领域是有价值的。

[0026] 本文中描述的许多方法克服了现有技术的困难,方法是通过在模型中引入定义模型的脉冲形状的宽度和不对称性并且扩展 FRI 分析的数学和方法的参数。此外,本发明定义了用于执行所述分析以根据数据估计这些参数的装置。其将 FRI 的模型一般化成四个参数的脉冲模型,所述脉冲模型可以将波形表示成重叠脉冲(由模型中的复极点定义)的总

和,其中的每一者由位置、对称分量振幅、不对称分量振幅和宽度来表征。这个一般化所提供的增加的自由度,极大地扩展了可以被建模的信号的范围和类别,而且它准许表示脉冲的重叠,而不是波形区段的级联。

[0027] 概算本文中描述的参数化模型的信号可以称为可变脉宽有限信息速率(即,VPW-FRI)信号。这个信号类别的一个实例是如图 1A 中说明的 ECG 波形的心跳。通过这个图可以看到,心跳的结构是通过其 P Q R S T 分量定义的。这些分量的位置、大小和形状传达关于心脏的生理活动的关键信息。在 VPW-FRI 模型中,可以将波形建模成洛伦兹(Lorentzian)总和(又称为柯西分布(Cauchy distribution))脉冲,这些脉冲中的每一者包含一个对称和一个不对称的分量:

$$[0028] \quad x(t) = \sum_{k=1}^K \frac{1}{\pi} \frac{c_k a_k + d_k(t-t_k)}{a_k^2 + (t-t_k)^2} \quad (1)$$

[0029] 在这个模型中,波形被视为是由 K 个脉冲形成,每一个脉冲由一个指数 k 表示,并且其中的每一个通过中心位置 t_k 、宽度或阻尼因数 a_k 、对称脉冲分量的振幅 c_k 和不对称脉冲分量的振幅 d_k 来定义。用于为信号建模的洛伦兹脉冲的数目将取决于信号的性质。对于 ECG 波形来说,已发现使用五的 K 总体上适合于再现有临床重要性的 P、Q、R、S 和 T 特征,但是在有些情况下如果使用六个或七个脉冲的模型已经发现得到更加稳健的结果,尤其是当被建模的 ECG 波形具有相对大量的噪声的时候。

[0030] 对于有些信号波形,可以将不对称振幅 d_k 设置成零,这会减少用于为波形建模的参数数目。这对于 ECG 波形是可能的,但是总地来说结果不太准确。

[0031] 图 1B 说明等式 1 中阐述的形式的五个洛伦兹脉冲,其参数是使用下述方法从图 1A 的原始波形提取的。图 1C 中展示了图 1B 中的脉冲的总和。可以看出,图 1C 是图 1A 的原始信号的良好再现。以此方式,来自图 1A 的信号通过 20 个参数准确地参数化,图 1B 和等式 1 的五个洛伦兹脉冲中的每一者各四个参数(c 、 d 、 a 和 t)。

[0032] 与其它参数化技术一样,需要一种方法从原始时间域数据导出期望的参数,所述原始时间域数据通常是在采集从耦合到受试者的电极输出的模拟电信号期间取得的一系列离散波形样本。采样速率可以改变,但是可以是大约 120 到 360Hz,从而在大约 0.75 到 1.5 秒的所关注的时间周期中产生含有 P、Q、R、S 和 T 波形特征的大约 100 到 500 个波形时间域样本。将清楚的是,使波形参数化成 20 个参数值而不是 100 到 500 个原始波形样本值可以产生数据的 5-25 倍的压缩。

[0033] 虽然可能在时间域中执行脉冲参数的导出(例如,通过使用回归分析来找到使等式 1 在采样时间产生的值与实际样本值之间的差最小化的五个脉冲中的每一者的 a 、 t 、 c 和 d 值),但是在频率域中执行参数导出会得到重要的计算和准确度优势。

[0034] 图 2 是用于在频率域中导出 VPW-FRI 参数的一种信号分析方法的流程图。在这个实施方案中,所述方法在框 210 处开始,其中对原始时间域样本执行离散傅里叶变换(DFT)。所述方法在框 212 处继续,其中选择一组 MM 正频率 DFT 系数来进一步分析以提取上述脉冲参数。这些步骤也在图 3 中用图形说明,图 3 展示了从应用于在 360Hz 下采样的时间域 ECG 波形的 DFT 算法产生的 ECG 频谱。在图 3 中可以看出,此频谱通常包含大约 0Hz 的衰减振荡的区域,和其中频谱能量随着频率增加到 60 或 70Hz 而减小的过渡区域。在图 3 中在高于大约 70Hz 的频率下还可以看到大约 -70dB 的底噪。ECG 波形的细节会影响振荡

区域中的频率和衰减速率以及过渡区域的形状的细节。

[0035] 被选来进行分析的所述组 MM DFT 系数在 0Hz 的正侧,并且包含至少 $2K+1$ 个邻近 DFT 系数值。对于下文更详细描述地提取方法,选择正频率系数,因为所述组系数不能跨越 0Hz,原因就在于下文进一步描述的用于执行提取的方法。下文描述的提取方法还必需有至少 $2K+1$ 个值作为输入,但是如果利用比这个数目多的值的话,那么在存在噪声时结果的稳定性和准确性会得到改进。如果对于 ECG 波形 $K = 5$ (例如,5 个脉冲的模型)的话,那么已经发现数目 MM 是至少 25 或 30 个 DFT 系数而不是最小值 11 个是有用的。所选组的系数应当包含从接近 0Hz 开始的振荡区域,并且扩展以还覆盖至少一些过渡区域。

[0036] 返回参看图 2,在框 214 处,根据所选 DFT 系数中的至少一些来计算脉宽和脉冲位置参数 a_k 和 t_k 。为了提取每一脉冲的阻尼因数 (也称为脉宽因数) a_k 和时间 t_k ,所述方法假设框 210 的 DFT 是从具有等式 1 的函数形式的采样时间域信号产生的。此些洛伦兹脉冲的采样总和的 DFT 系数将遵照等式 2 中展示的衰减正弦曲线的总和的形式:

$$[0037] \quad \hat{X}(m) = \sum_{k=1}^K b_k e^{-(2\pi/\tau)a_k |m| - j(2\pi/\tau)t_k m} \quad \text{其中 } m = -\frac{N}{2}, \dots, 0, \dots, \frac{N}{2} - 1 \quad (2)$$

[0038] 其中对于正 m , $b_k = c_k - jd_k$

[0039] 对于负 m , $b_k = c_k + jd_k$

[0040] $\tau = N/F_s$, 其中 F_s 是时间域采样频率,并且 N 是在所关注的周期期间取得的时间域样本的数目

[0041] 如果假设原始信号的 DFT 具有等式 2 的函数形式,那么可以构造具有与参数 a_k 和 t_k 相关的根的零化滤波器 (annihilating filter)。用于解决导出采样 (并且可能带噪声的) 信号的参数 (其中,信号是指数阻尼的振荡的总和) 的这个数学问题的技术已经研发出来并且是众所周知的。举例来说,已知例如普罗尼算法等频谱分析技术,所述技术可以构造零化多项式并且找到它的根。也可以使用其它频谱分析技术来找到例如 ESPRIT 等零化多项式的根。为了类似目的使用了此些技术,例如上文提到的狄拉克-FRI 方法。然而,过去使用此些方法的尝试通常是使用包含正频率和负频率两者的 DFT 系数。然而,当假设脉冲具有可变宽度时,这会呈现不连续性,这从等式 2 可以看出来,并且普罗尼算法 (举例来说) 并未用在分析域内改变的指数权重给曲线建模。解决这个问题的一种方法是通过认识到时间域信号的频谱是共轭对称的,并且在算法中使用的系数不必跨越 0Hz。我们可以使用频谱的仅正分量或仅负分量 (如果需要的话加上 0Hz) 来满足普罗尼方法的条件。频谱分析中的零化多项式的复数根于是将提供用以除了脉冲时间之外还确定模型中的阻尼因数的信息。通过认识到供应给普罗尼方法的频率分量不必在 $m = 0$ 时开始而获得另外一个优点。由于从真实应用得到的数据通常会受到 DC 偏移的破坏,所以在分析中避免 $m = 0$ 项 (并且在一些情况下,避免 $m = 1$ 项) 可能是有利的。

[0042] 当以此方式应用上述频谱分析技术中的一者时,这个多项式将具有 (极点形式的) 下面这样的 K 个根:

$$[0043] \quad z_k = e^{-(2\pi/\tau)a_k} e^{j(2\pi/\tau)t_k} \quad k = 1, \dots, K \quad (3)$$

[0044] 可以看出,根的量值和相位如下:

$$[0045] \quad |z_k| = e^{-(2\pi/\tau)a_k} \quad \angle z_k = \frac{2\pi}{\tau}t_k \quad (4)$$

[0046] 对于这些根,可以计算脉冲位置 t_k :

$$[0047] \quad t_k = (\tau/2\pi) \cdot \angle z_k \quad \text{其中 } k = 1, \dots, K \quad (5)$$

[0048] 其中 t_k 是样本中的脉冲位置 (0 到 $N-1$), 并且 z_k 的角度是以弧度为单位的 (0 到 2π)。

[0049] 阻尼因数 a_k 通过下面的关系与根的量值相关:

$$[0050] \quad a_k = -(\tau/2\pi) \ln |z_k| \quad (6)$$

[0051] 在找到阻尼因数和脉冲时间之后,在图 2 的框 216 处,使用由等式 2 产生的 DFT 系数到在框 210 处从原始时间域信号产生的 DFT 系数的线性回归拟合提供对称和不对称振幅参数。

[0052] 为了实现这一点,可以通过将来自输入数据的 $X(m)$ 的一组 L 值与通过等式 2 中的模型表达的值匹配而定义一组线性等式。这个组可以是一些或所有 MM 先前选定的系数,或者在 $m \geq 0$ 情况下的任何其它 L 值选择。需要最少 K 个信号值和 K 个等式 ($L \geq K$) 以形成矩阵等式,所述矩阵等式可以被逆转 (或者被最小平方逆转) 以获得 b_k 的值。在实践中,一般使用更多的信号值,并且 b_k 的值是通过最小平方方法确定的。

[0053] 可以如下描述上面的线性等式组:

$$[0054] \quad \hat{X}\{m\} = \sum_{k=1}^K b_k e^{-(2\pi/\tau)a_k m - j(2\pi/\tau)t_k m} = \sum_{k=1}^K b_k z_k^{-m} \quad m \geq 0 \quad (7a)$$

[0055] 其中:

$$[0056] \quad z_k = e^{(2\pi/\tau)a_k + j(2\pi/\tau)t_k}, b_k = c_k - jd_k$$

[0057] 定义:

$$[0058] \quad G = [z_k^{-m}] \quad (L \times K \text{ 矩阵}) \quad (7b)$$

$$[0059] \quad b = [b_k] \quad (K \times 1 \text{ 列向量}) \quad (7c)$$

$$[0060] \quad x = [X\{m\}] \quad (L \times 1 \text{ 列向量}) \quad m = \{L \text{ 个频率样本的组}\} \quad (7d)$$

[0061] c 的解可以表达成:

$$[0062] \quad Gb = x \quad (7e)$$

$$[0063] \quad b = \text{inv}(G)x \quad (7f)$$

[0064] 其中

[0065] $\text{inv}(G)$ 是矩阵 G 的最小平方 (Moore-Penrose) 伪逆。

[0066] 当用这种方法确定列向量 $[b]$ 的分量时,每一 b_k 的实数部分是脉冲 k 的对称振幅 c_k , 并且每一 b_k 的虚数部分是脉冲 k 的不对称振幅 d_k 。

[0067] 在计算了所有参数 a_k 、 t_k 、 c_k 和 d_k 之后,在框 218 处存储所述参数以用于将来的信号重建。当应用这个模型时,可以将完整波形压缩成每一脉冲四个值 (可能加上额外的 DC 偏移参数),这对于五个脉冲的波形来说只有二十或二十一个值,远远少于在使用常规奈奎斯特速率采样方法的情况下将代表波形存储的时间域 (或频率域) 值的数目。

[0068] 图 4 是从所存储的参数的信号重建的流程图。在这个实施方案中,在框 410 处检

索所存储的参数 a_k 、 t_k 、 c_k 和 d_k 。在框 412 处,使用等式 2 和检索到的参数根据所存储的参数计算用于正 m 个频率指数的 DFT 系数。可以通过取得等式 2 产生的正 m 个值的复数轭来计算用于负 m 个频率指数的系数。在框 414 处,对 DFT 系数执行逆离散傅里叶变换 (IDFT),从而产生代表原始时间域信号的一组时间域值。将清楚的是,可以在时间域中使用替代的重建方法,其中将参数 a_k 、 t_k 、 c_k 和 d_k 塞入到等式 1 中以直接产生时间域数据。在这种情况下,如果原始信号具有任何有效 DC 偏移,那么应当谨慎使用等式 1 的移位周期版本。如果利用的是图 4 的频率域重建,就不会存在这种复杂性。

[0069] 为了说明这种方法 (VPW-FRI 模型和本发明定义的分析方法) 的有效性,图 5 和 6 展示了从 MIT/BIH 数据库获得的真实心跳波形的分析结果。在图 5 中,原始时间域数据用虚线展示,并且来自上述方法 (举例来说,在图 4 的框 414 处) 的重建输出用实线展示。在图 6 中,原始信号 (最初在 360Hz 下采样) 的 DFT 用虚线展示,并且在图 4 的框 412 处使用等式 2 通过所述方法产生的 DFT 系数用实线展示。

[0070] 上述信号处理方法对于以相对高的速率 (例如 120Hz 或更高) 采样的 ECG 波形非常奏效。然而,实践中,所存储的时间域样本通常具有较低的频率,例如有时候被下采样到 60Hz。当使用较低频率的采样数据时,VPW-FRI 算法可能不会准确地再现波形的所有重要特征。这在图 7A 和 7B 中说明,这些图说明了原始 360Hz 采样的 ECG 波形和图 7A 的波形的 VPW-FRI 重建,此时输入数据不是 360Hz 原始数据,而是改为用 60Hz 采样频率抽选的数据组,其中六个原始样本中只有一个用于分析和重建。在图 7B 中可以看出, R 峰值的振幅具有强过冲,并且图 7A 中的小 S 峰值在图 7B 中基本上没有。

[0071] 图 8 说明图 7A 的原始波形与图 7B 的重建波形在频率域中的差。在图 8 中,虚线说明原始 360Hz 采样波形的 DFT。实线说明在 (举例来说) 图 4 的框 412 处在从 60Hz 样本组中提取了 VPW-FRI 参数之后通过等式 2 产生的 DFT 系数。实际频谱与重建频谱之间的偏差变得较大,高于大约 30Hz (这对应于 60Hz 的采样频率)。总的来说,对于 30 到 100Hz 的频率,重建会高估振幅。这会产生在图 7A 和 7B 的时间域数据中看到的过冲和遗漏的 S 峰值。

[0072] 为了改善对下采样的原始数据的信号重建,已经观察到,在对数标度上, ECG 波形的 DFT 系数的振幅在大约 10-15Hz 上方的过渡区域中倾向于遵循抛物线函数形式 (在对数标度上),直到信号在 60-100Hz 下变成基本上是噪声为止。这个区域在图 8 中表示为 812。虽然不同的 ECG 波形可能在这个区中具有更宽或更窄的抛物线形状,并且可以上移或下移,但是 ECG 波形总体上展现出这种抛物线形式。

[0073] 可以利用这个观察结果,方法是通过针对对应于高于输入数据采样频率的频率的 m 个指数调整等式 2 输出的 DFT 系数的量值,使得其遵照总体上观察到的抛物线形状。为了找到用于所述调整的适当的二次多项式,将对应于大约 15Hz 的过渡区域中的重建 DFT 数据对输入采样频率的对数拟合到 $\alpha m^2 + \beta$ 形式的参数化抛物线。这个区域从图 8 中说明的大约线 814 延伸到线 816。这是频谱的一个区域,在这个区域中,在重建过程中从等式 2 输出的原始 DFT 系数很好地遵照实际数据的 DFT。因为抛物线的中心是在 0Hz,所以不需要线性项,并且系数 α 将是负的,因为抛物线是向下开放的。参数 α 和 β 可以用如下方式来确定:找到使等式 2 产生的 DFT 系数振幅与等式 8 中展示的公式 $\log X[m] = \alpha m^2 + \beta$ 产生的 DFT 系数振幅之间的差最小化的 α 和 β 值,其中 $X[m]$ 是在图 8 的线 814 与 816 之间的区

域中通过等式 2 产生的 DFT 量值：

$$[0074] \quad \operatorname{argmin} ||\log X[m] - \alpha m^2 - \beta||^2 \text{ 范围为 } \{\alpha, \beta\} \quad (8)$$

[0075] 一旦确定了参数 α 和 β , 就可以在采样频率上方的区域中调整等式 2 产生的 DFT 系数的量值 (但不改变相位), 在这个区域中, 原始 DFT 系数不会很好地重建频谱。因此, 对于输入采样频率以上的频率的 DFT 系数, 可以根据等式 9 修改 DFT 系数：

$$[0076] \quad \hat{X}[m] = \frac{\hat{X}[m]}{|X[m]|} e^{\alpha m^2 + \beta} \quad (9)$$

[0077] 在图 9 和 10 中用图形说明这个程序的结果。在图 9 中, 说明从等式 2 的原始输出修改得来的一组 DFT 系数。图 9 的实线是针对从 0Hz 直到由线 814 表示的大约 30Hz 的区域从等式 2 输出的 DFT 系数的曲线图。对于从 30Hz 直到由线 1016 表示的大约 100Hz (或超过 100Hz) 的 DFT 系数, DFT 系数具有是从根据等式 9 修改的等式 2 输出的 DFT 系数的振幅。DFT 现在遵照在 15Hz 到 30Hz 之间定义的抛物线形状一直到 100Hz 或更高。实践中, 超过 60 到 80Hz 的 DFT 系数对重建的影响很小。图 10A 展示了与图 7A 中展示的相同的在 360Hz 下采样的原始时间域波形。图 10B 展示了通过对图 9 的实线 DFT 执行 IDFT 而产生的时间域波形。使用从 30Hz 和向上的校正, 在图 10B 中可以看出, R 峰值的过冲被移除, 而且 S 峰值现在被重现。

[0078] 图 11 是说明这种校正方法的流程图。其总体上遵照图 4 的流程, 并且有上述额外校正步骤。如上文参看图 4 也描述的, 在框 1110 处检索所存储的参数 a_k 、 t_k 、 c_k 和 d_k 。在框 1112 处, 使用等式 2 和检索到的参数根据所存储的参数计算用于正 m 个频率指数的 DFT 系数。同样可以通过取得等式 2 产生的正 m 个值的复数轭来计算用于负 m 个频率指数的系数。在框 1114 处, 对一些 DFT 系数进行调整以拟合预定义的函数形状。对于 ECG 波形, 已经发现抛物线函数形状是合适的。对于其它波形源, 不同的函数形状可能是适当的。在框 1116 处, 对 DFT 系数执行逆离散傅里叶变换 (IDFT), 从而产生代表原始时间域信号的一组时间域值。

[0079] 将清楚的是, α 和 β 参数可以在上文参照图 2 描述的数据分析过程期间产生。在这个实施方案中, 可以执行抛物线曲线拟合, 方法是通过使用等式 2 从所提取的 VPW-FRI 参数 a 、 t 、 c 和 d 产生 DFT 系数, 产生合适的 α 和 β , 并且接着存储这些值连同其它 VPW-FRI 参数。这样就不需要在重建期间执行抛物线曲线拟合。

[0080] 上述方法可以在多种多样的系统中实施。图 12A 说明经配置以实施 VPW-FRI 方法的一个装置的框图。所述装置可以包含处理器 1210。处理器 1210 也可以称为中央处理单元 (CPU)。可包含只读存储器 (ROM) 和随机存取存储器 (RAM) 两者的存储器 1212 向处理器 1210 提供指令和数据。存储器 1212 的一部分还可以包含非易失性随机存取存储器 (NVRAM)。处理器 1210 通常基于在存储器 1212 内存储的程序指令来执行逻辑和算术运算。可以执行存储器 1212 中的指令来实施本文中所述的 VPW-FRI 模型的方法。举例来说, 可以通过处理器 1210 执行存储器 1212 中的指令以实施如图 2、4 和 11 所示的波形的分析和 / 或重建的信号处理步骤序列。

[0081] 处理器 1210 可经配置以从本地信号存储装置 1218 或远端信号存储装置 1220 接收时间域中的输入信号的 N 个样本 (其中 N 是正整数)。此外, 处理器 1210 可以利用 DFT 算法变换 N 个样本, 以在频率域中产生变换系数 $X(m)$, 如上所述。或者, 信号存储装置可以

存储原始时间域信号的 DFT 系数,并且这些 DFT 系数可以用作处理器 1210 实施的算法的开始点。可以通过处理器 1210 来选择变换系数(无论是通过处理器 1210 接收的还是产生的)的子组 MM,具体来说是与正频率相关联的一组系数。处理器可以接着使用变换系数的子组 MM 来定义 VPW-FRI 参数。可以接着将这些参数作为原始数据的压缩版本存储在信号存储装置 1218 或 1220 中。可以接着丢弃原始数据或者将其存储在其它地方。处理器还可以经配置以从信号存储存储器 1218 或 1220 检索 VPW-FRI 参数。处理器可以接着使用上述方法产生 DFT 系数,并且对所产生的 DFT 系数执行 IDFT 以重建时间域波形。可以使用例如显示器 1214 或打印机等输出装置来显示原始或重建的时间域数据。

[0082] 信号存储存储器 1218 和 / 或 1220 可以包括 ECG 信号数据库。处理器可以接着使用 ECG 信号作为输入,并且作为利用 VPW-FRI 算法计算的参数将其存储起来。作为这些参数存储 ECG 信号可以减少存储这些 ECG 信号所必需的存储器分配。举例来说,可以在医院使用图 12A 的系统来高效地存储 ECG 信号作为患者病史记录的一部分。

[0083] 虽然图 12A 中说明了多个分开的组件,但是所属领域的技术人员将认识到,可以组合或共同实施所述组件中的一或多个者。此外,图 12A 中说明的组件中的每一者可以使用多个分开的元件来实施。

[0084] 图 12B 和 12C 是说明可以在地理上分开的不同处理器 1210 可以分开执行信号分析和信号重建的框图。在图 12B 中,处理器 1210 专用于执行所述过程的信号分析部分。这个处理器取得时间域样本,并且产生 VPW-FRI 参数。在图 12C 中,处理器专用于重建。这个处理器取得 VPW-FRI 参数作为输入,并且产生重建时间域样本作为输出。

[0085] 图 13 说明可以实施上述方法的另一系统。在这个系统中,贴片 ECG 监测器 1300 并入有 ECG 电极 1312,并且例如用粘合剂粘附在受试者身上作为流动心脏检测装置。来自电极的信号路由到 A/D 转换器 1314,其产生信号的时间域样本。这些样本发送到信号处理电路 1316,其可经配置以产生上述脉宽、时间和对称与不对称振幅的 VPW-FRI 参数。这些参数可以经由天线 1318 无线地发送到移动装置 1340,例如手机、平板或其它便携式电子系统,所述移动装置经由天线 1342 接收参数,并且将参数路由到移动装置 1340 中的信号处理电路 1344。如上所述,信号处理电路还可产生 α 和 β 参数,并且将其发送到移动装置,用于在上述重建期间进行曲线拟合。将清楚的是,贴片 1300 的组件无需一起粘附在相同物理衬底上,而是可以用多种方式分开。

[0086] 移动装置 1340 中的信号处理电路 1344 可经配置以使用 VPW-FRI 参数和 α 和 β 参数重建 ECG 波形,所述参数是在移动装置 1340 上计算的,或者是从贴片监测器 1300 接收的。重建信号可以显示在显示器 1346 上,并且用移动装置上的小键盘 / 触摸屏 1348 来操纵。移动装置还可经配置以将重建波形和 / 或参数发射到例如因特网等外部网络以供存储、医生查看等等。

[0087] 因为在身体上粘附的系统 1300 应当使用尽可能小的功率,所以使 A/D 转换器的采样速率最小化并且还使必须从身体上系统 1300 发射到移动装置是 1340 的数据量最小化是有利的。上述方法提供的压缩和准确重建可减少身体上系统 1300 所消耗的功率。

[0088] 结合本文中揭示的实施方案描述的各种说明性逻辑、逻辑块、模块和算法步骤可以实施为电子硬件、计算机软件或这两者的组合。已经在功能性方面总体上描述并且在上述各种说明性组件、块、模块、电路和步骤中说明了硬件与软件的可互换性。此功能性是在

硬件还是软件中实施取决于特定的应用和施加于整体系统的设计约束。

[0089] 用于实施结合本文中揭示的方面描述的各种说明性逻辑、逻辑块、模块和电路的硬件和数据处理设备可以用通用单芯片或多芯片处理器、数字信号处理器 (DSP)、专用集成电路 (ASIC)、现场可编程门阵列 (FPGA) 或其它可编程逻辑装置、离散门或晶体管逻辑、离散硬件组件或其经设计以执行本文中描述的功能的任何组合来实施或执行。通用处理器可以是微处理器或任何常规处理器、控制器、微控制器或状态机。处理器还可实施为计算装置的组合,例如 DSP 与微处理器的组合、多个微处理器、一或多个微处理器配合 DSP 核心或任何其它此配置。在一些实施方案中,可以通过给定功能专用的电路来执行特定步骤和方法。

[0090] 在一或多个方面中,本文描述的功能可以在硬件、数字电子电路、计算机软件、固件(包含本说明书中揭示的结构和其结构等效物)或其任何组合中实施。本说明书中描述的主题的实施方案也可以实施为在计算机存储媒体上编码以供数据处理设备执行或控制数据处理设备的操作的一或多个计算机程序,即,计算机程序指令的一或多个模块。

[0091] 如果在软件中实施,那么所述功能可以作为一或多个指令或代码在计算机可读媒体上存储或经其传输。本文中揭示的方法或算法的步骤可以在可驻留在计算机可读媒体上的处理器可执行软件模块中实施。计算机可读媒体包含计算机存储媒体和通信媒体两者,其包含可被启用以将计算机程序从一处传递到另一处的任何媒体。存储媒体是可以由计算机存取的任何可用媒体。作为实例并且并非限制,此计算机可读媒体可以包含 RAM、ROM、EEPROM、CD-ROM 或其它光盘存储装置、磁盘存储装置或其它磁性存储装置或可以用于以指令或数据结构的形式存储期望的程序代码并且可以由计算机存取的任何其它媒体。此外,任何连接都可以被恰当地称为计算机可读媒体。本文中使用的磁盘和光盘包含压缩光盘 (CD)、激光光盘、光学光盘、数字通用光盘 (DVD)、软磁盘和蓝光光盘,其中磁盘通常磁性地复制数据,而光盘使用激光光学地复制数据。上述各项的组合也应包含在计算机可读媒体的范围内。此外,方法或算法的操作可以作为代码和指令的一者或任何组合或组驻留在机器可读媒体和计算机可读媒体上,其可以并入到计算机程序产品中。

[0092] 所属领域的技术人员可容易明白对本文中描述的实施方案的各种修改,并且本文中定义的一般原理可以应用于其它实施方案,而不偏离本发明的精神或范围。因此,本发明不意在限于本文中展示的实施方案,而是应被赋予与本文中揭示的权利要求书、原理和新颖特征相一致的最广范围。词语“示范性”在本文中专门用于意味着“充当实例、例子或说明”。本文中描述为“示范性”的任何实施方案未必应被理解为比其它实施方案优选或有利。

[0093] 本说明书中在分开的实施方案的上下文中描述的某些特征也可以与单个实施方案组合地实施。相反,在单个实施方案的上下文中描述的各种特征也可以在多个实施方案中分开地实施,或者用任何合适的子组合来实施。此外,虽然上文可能将特征描述为用某些组合来作用,并且甚至起初是这样主张的,但是来自所主张的组合的一或多个特征在一些情况下可以从组合中删除,并且所主张的组合可以针对子组合或子组合的变化形式。

[0094] 类似地,虽然图中用特定次序描绘了操作,但是这不应理解为必需此些操作用所展示的次序或用顺序的次序来执行或者要执行所有所说明的操作才能实现期望的结果。此外,图式可以用流程图的形式示意性地描绘一或多个实例过程。然而,未描绘的其它操作可以并入在示意性说明的实例过程中。举例来说,一或多个额外操作可以在任何所说明的操作之前、之后、同时或在其间执行。在某些环境中,多任务和并行处理可能是有利的。此外,

上述实施方案中的各种系统组件的分离不应理解为必需在所有实施方案中这样分离,并且应理解,所描述的程序分量和系统可以总体上在单个软件产品中集成,或者封装到多个软件产品中。此外,其它实施方案也在所附权利要求书的范围内。在一些情况下,权利要求书中陈述的动作可以用不同的次序执行,并且仍然实现期望的结果。

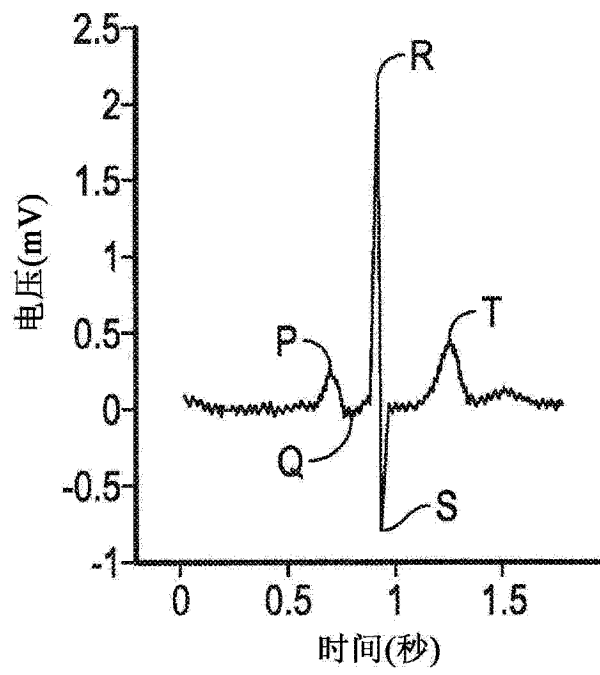


图 1A

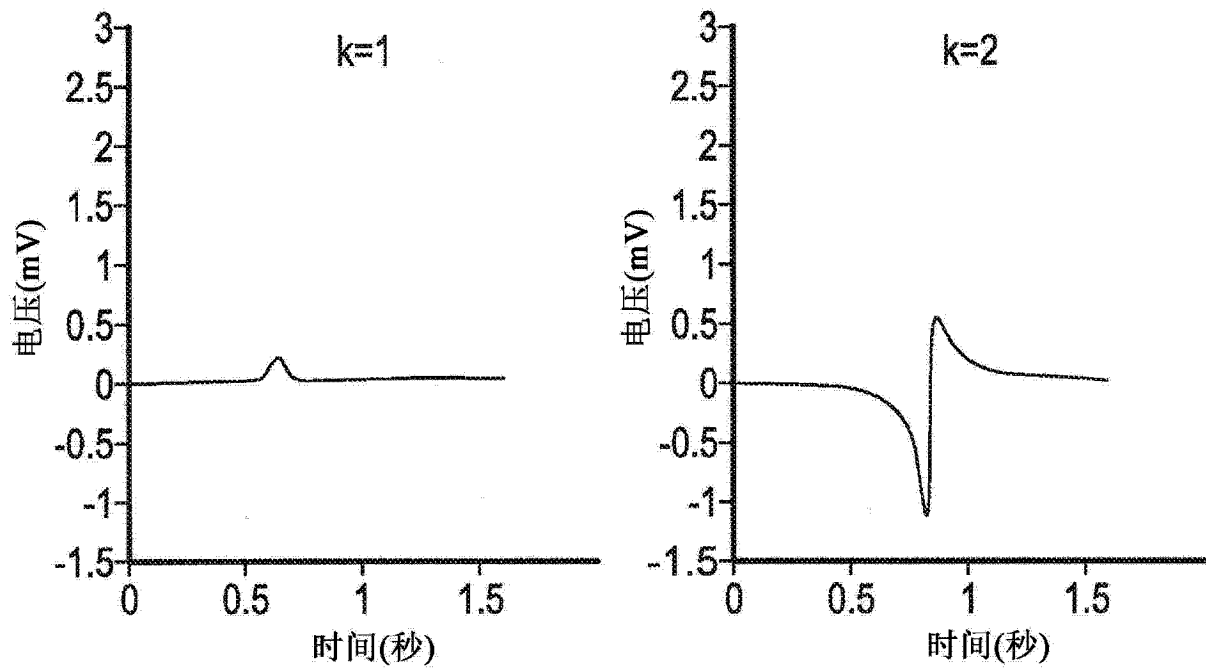


图 1B-1

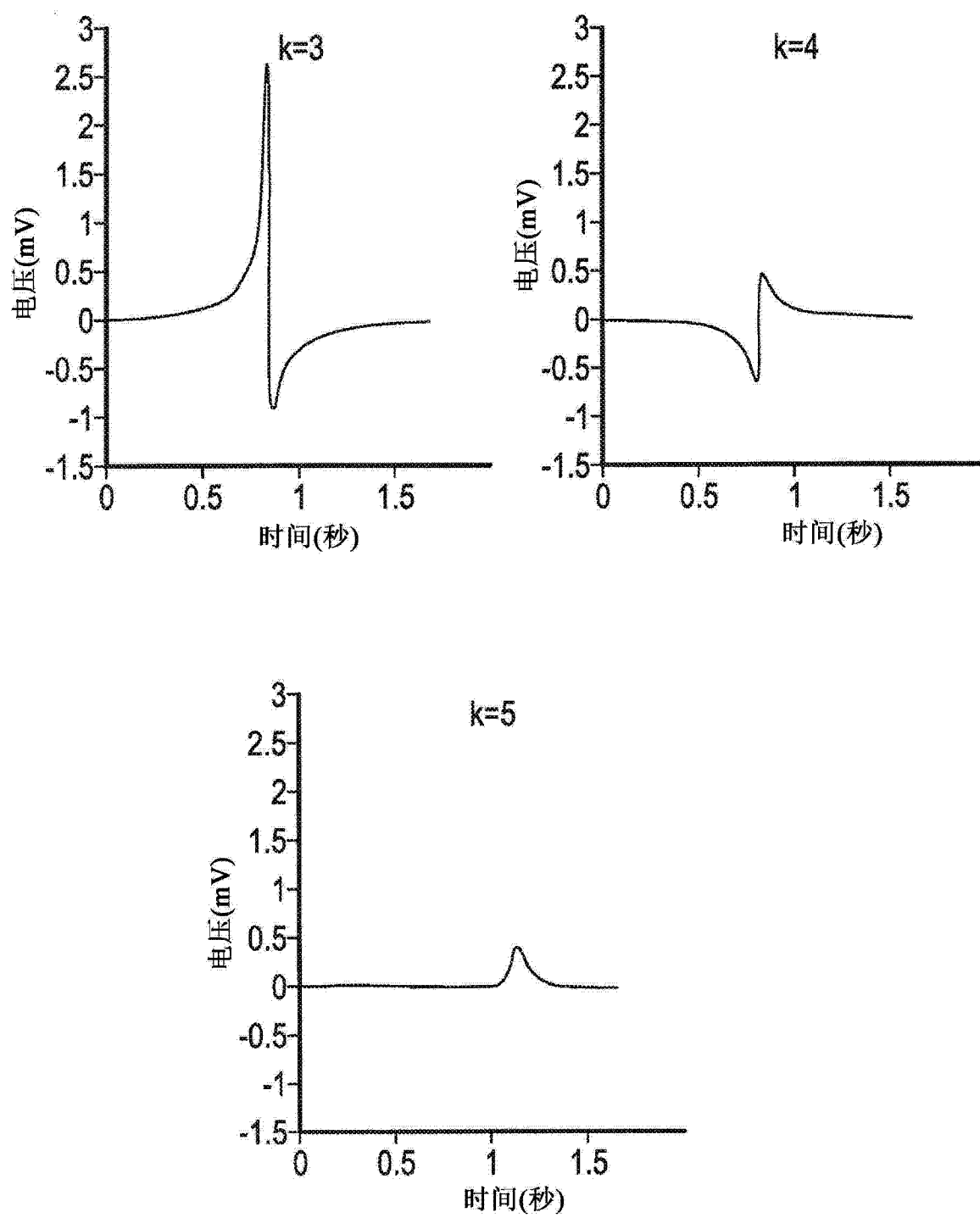


图 1B-2

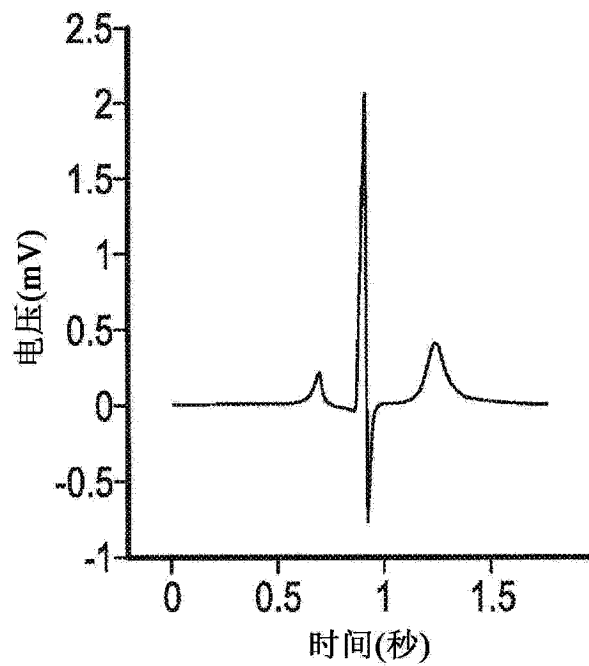


图 1C

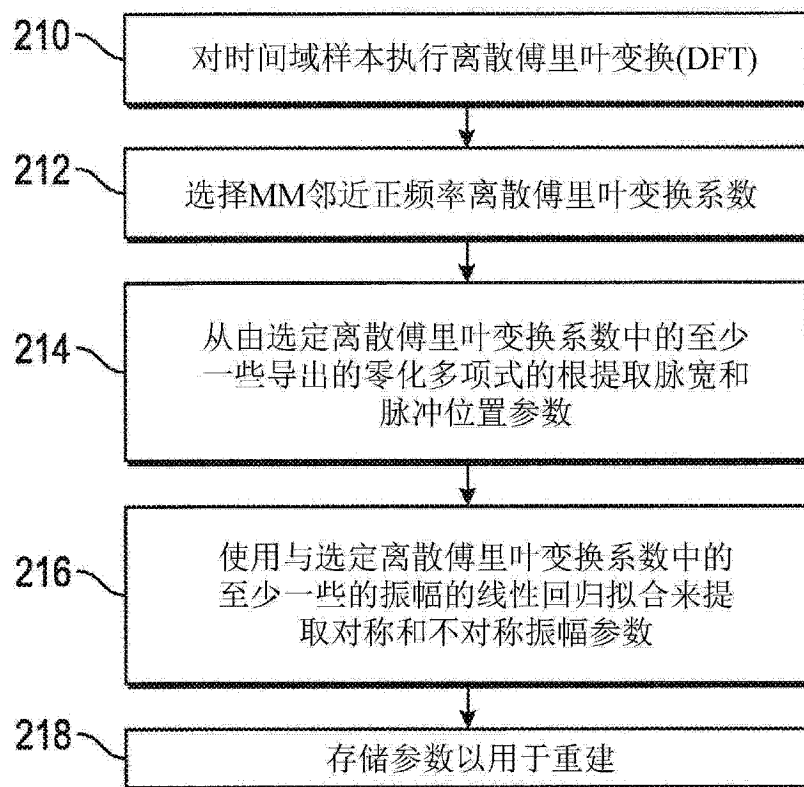


图 2

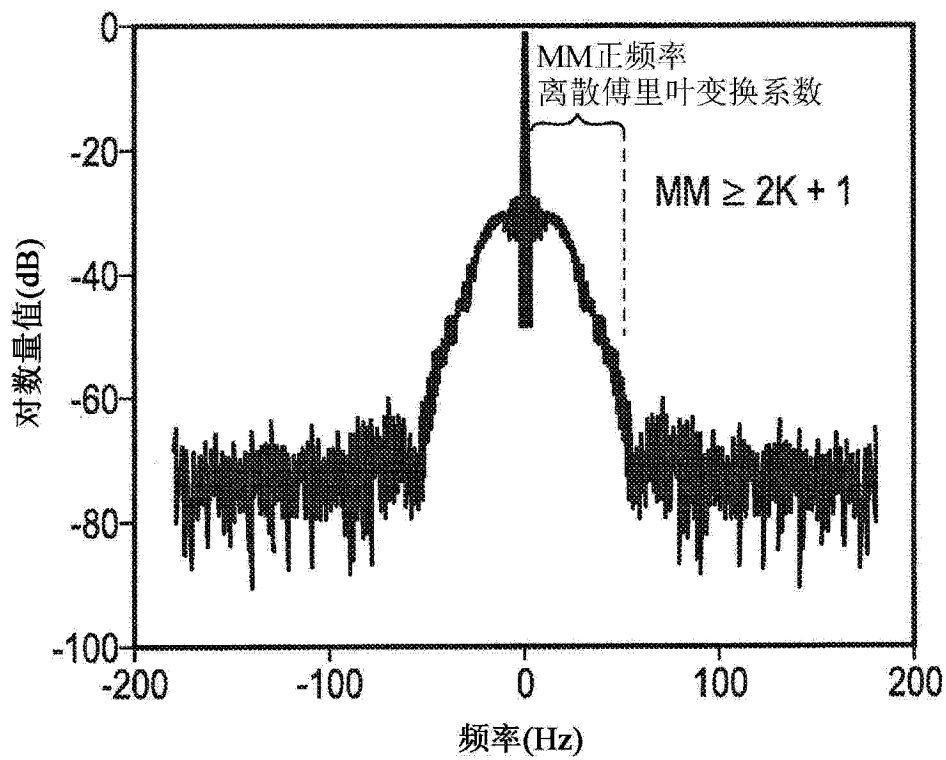


图 3

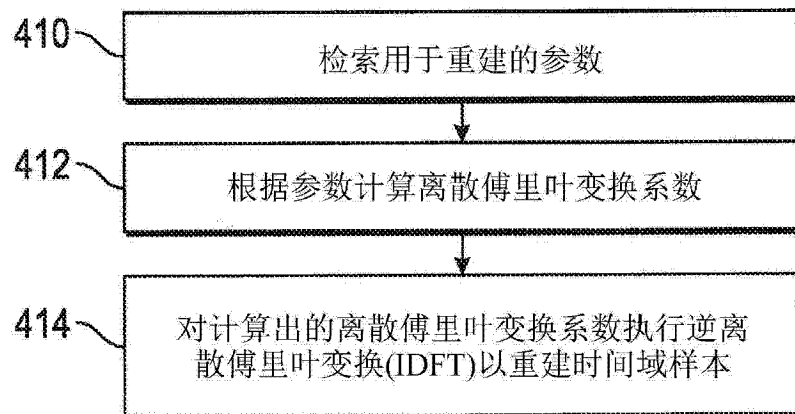


图 4

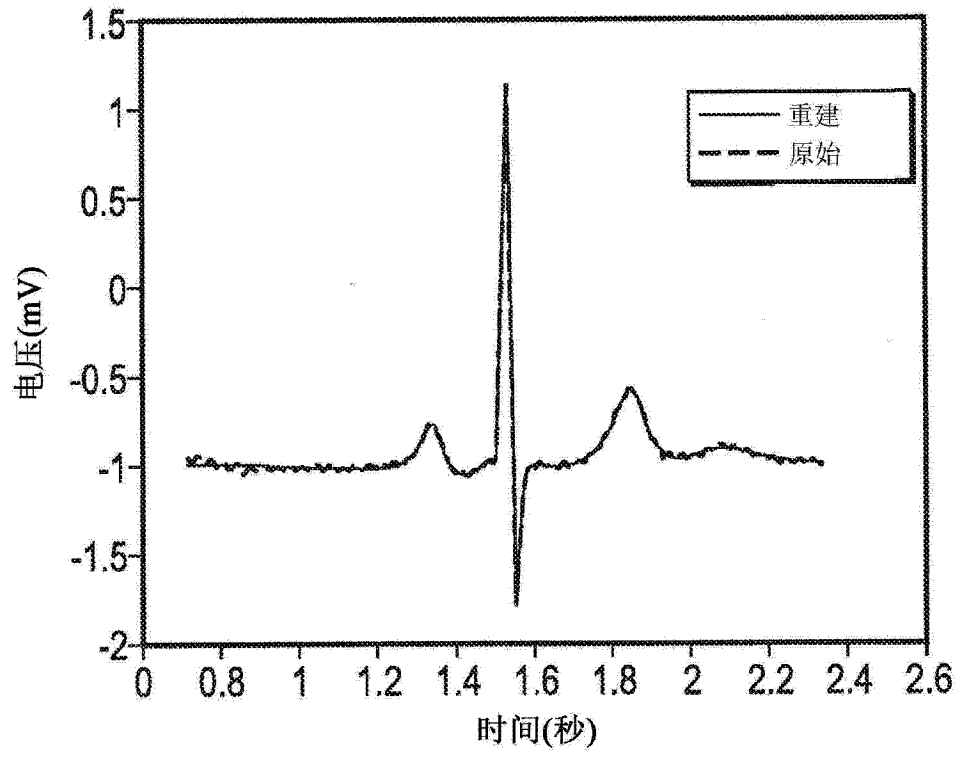


图 5

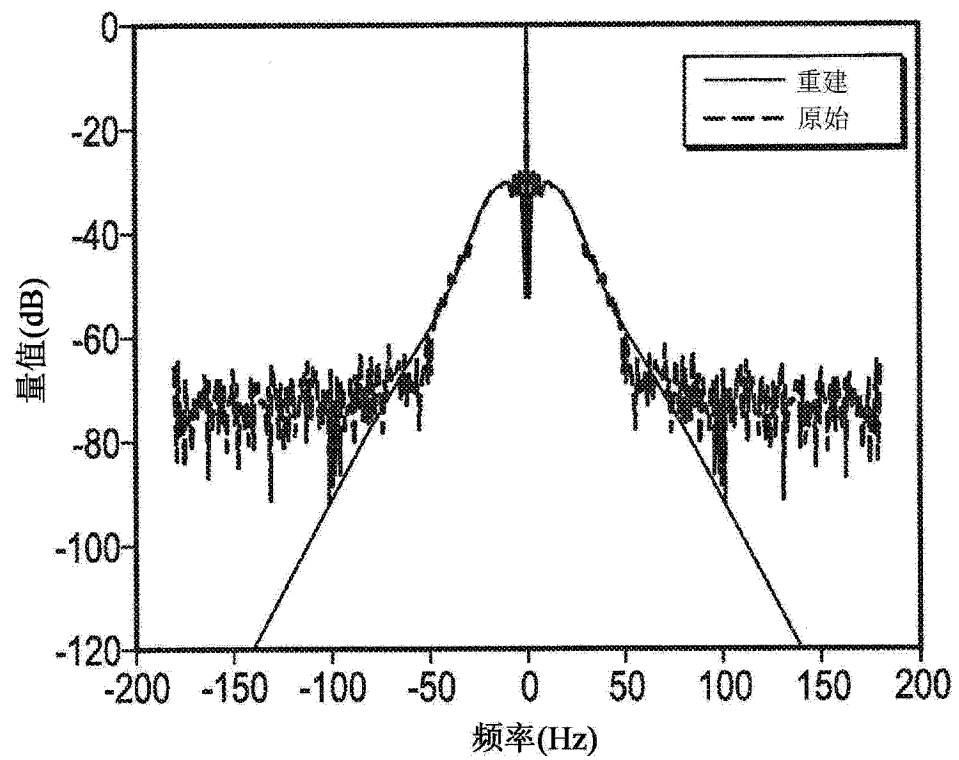


图 6

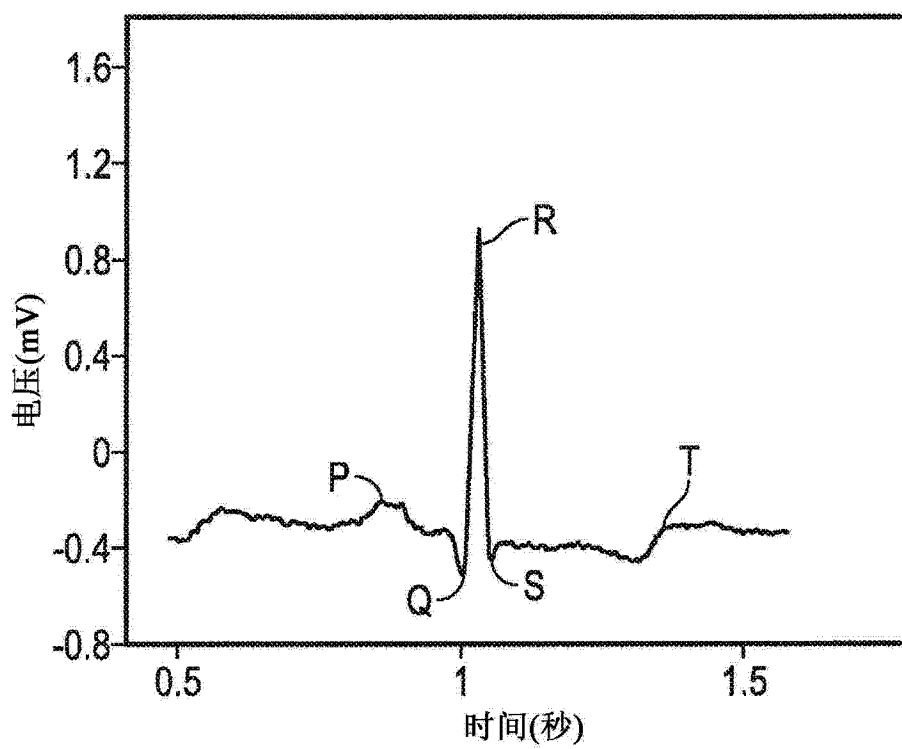


图 7A

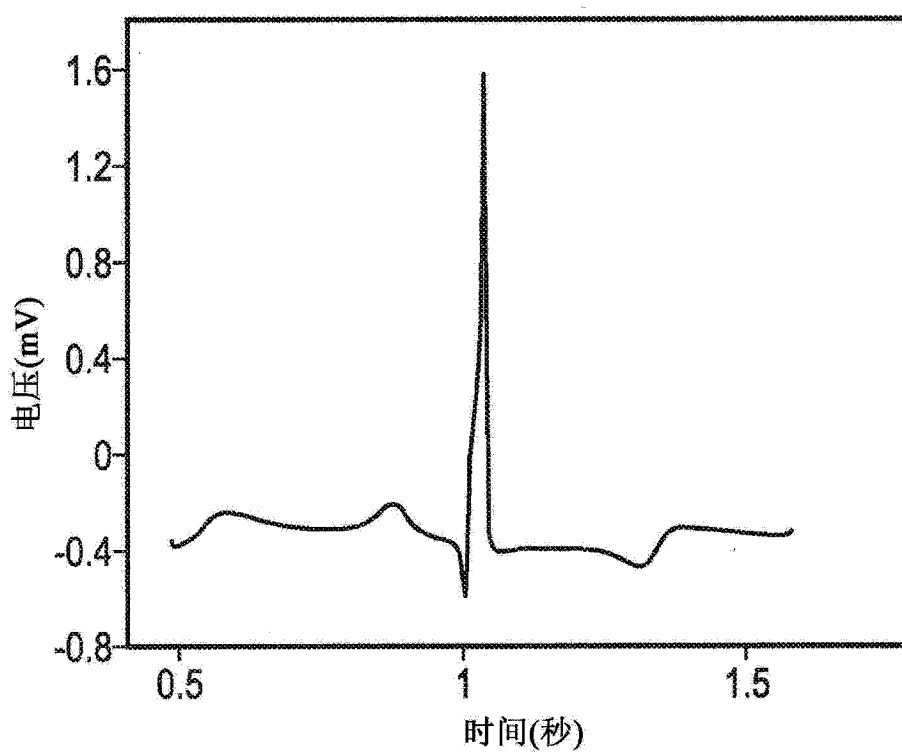


图 7B

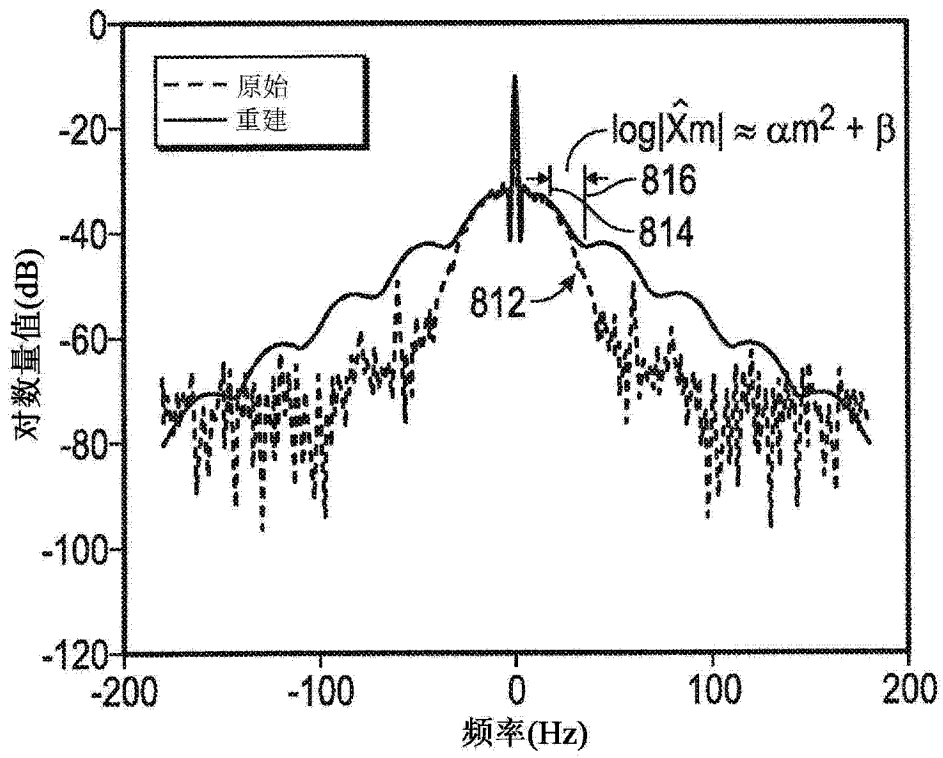


图 8

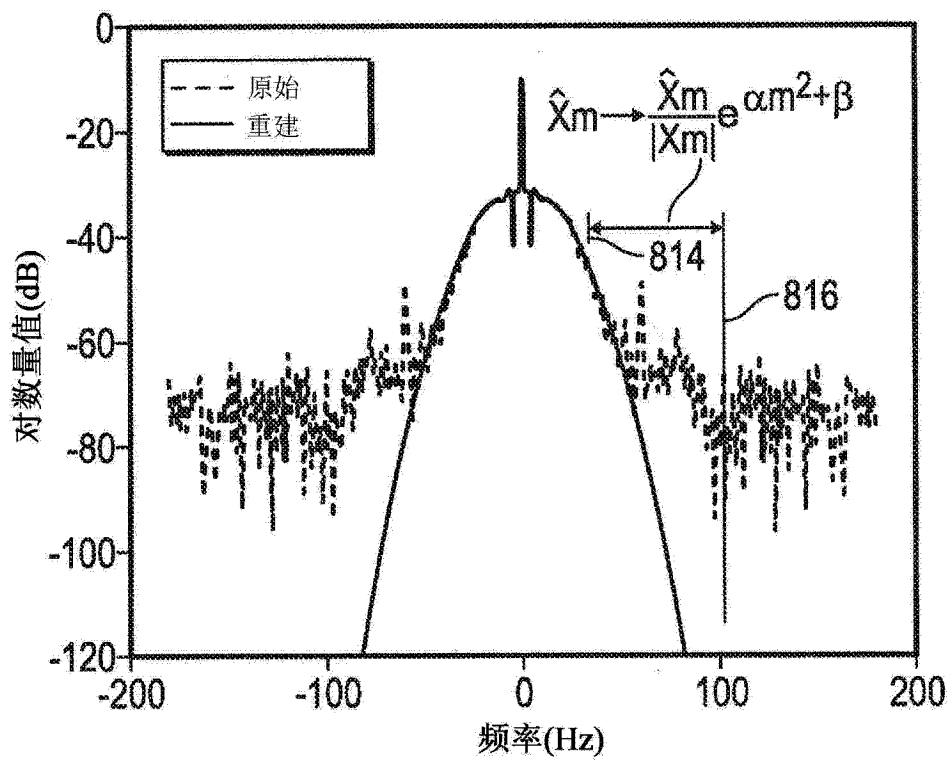


图 9

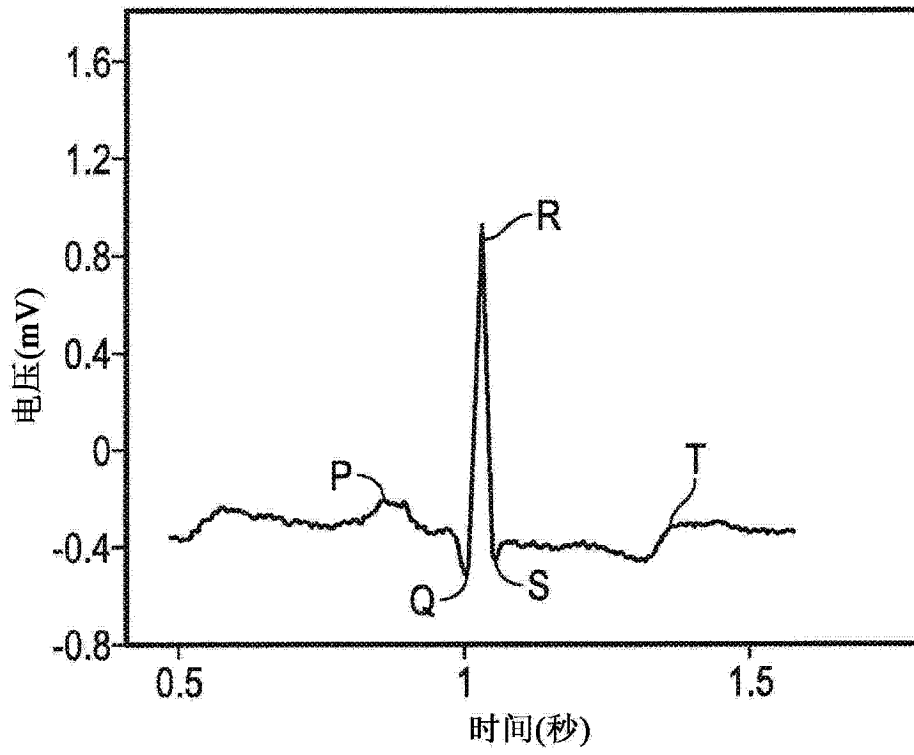


图 10A

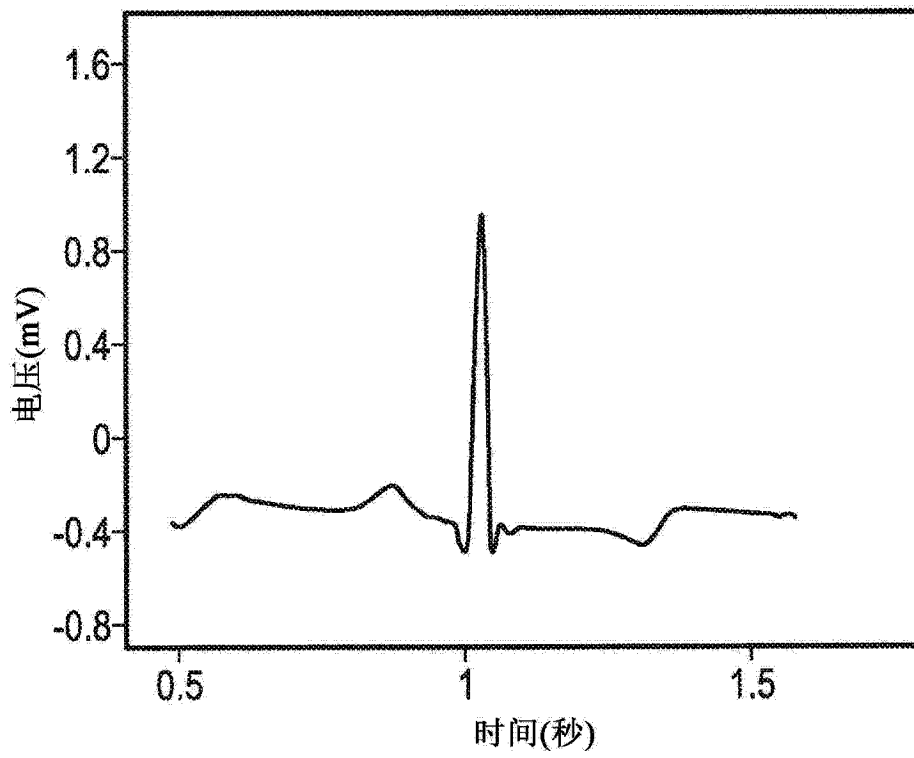


图 10B

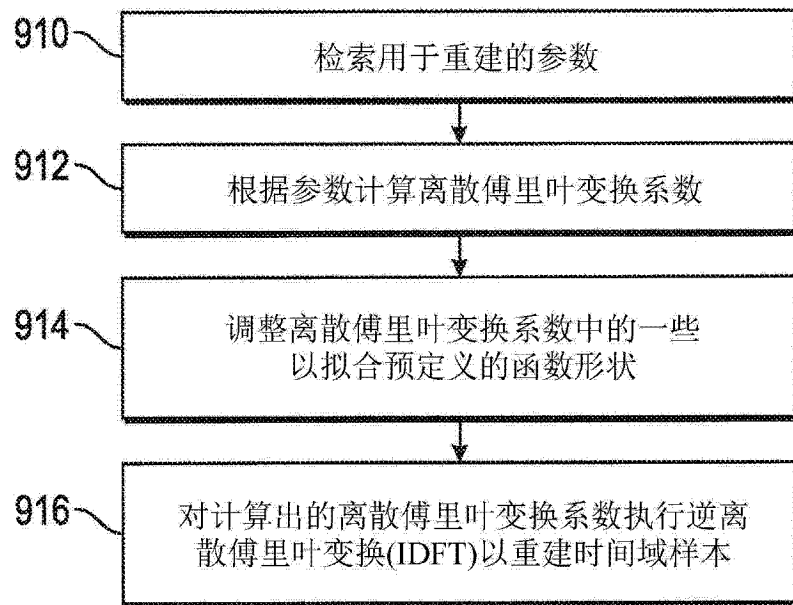


图 11

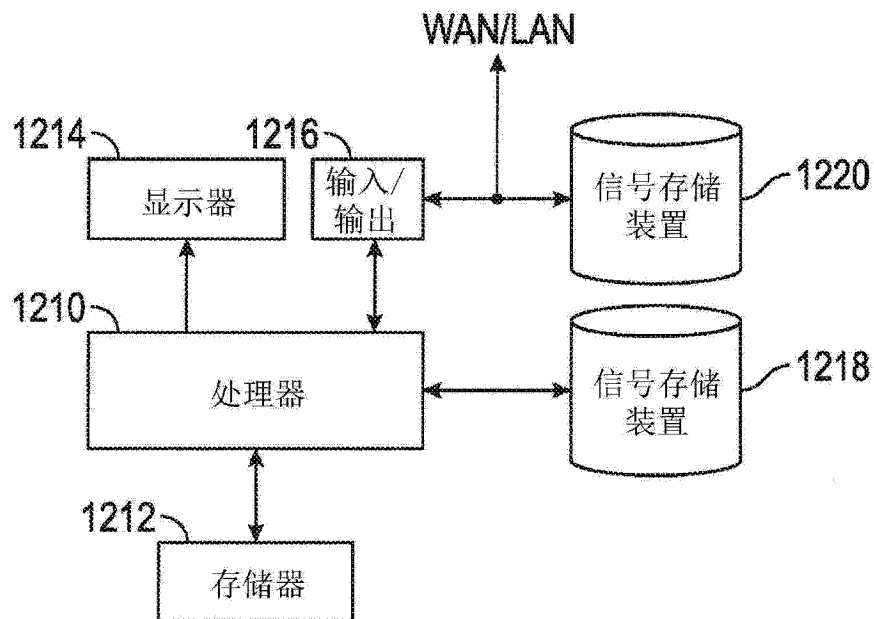


图 12A

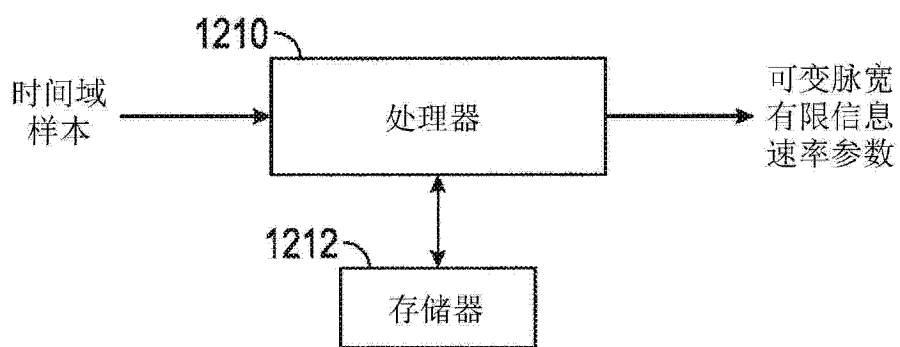


图 12B

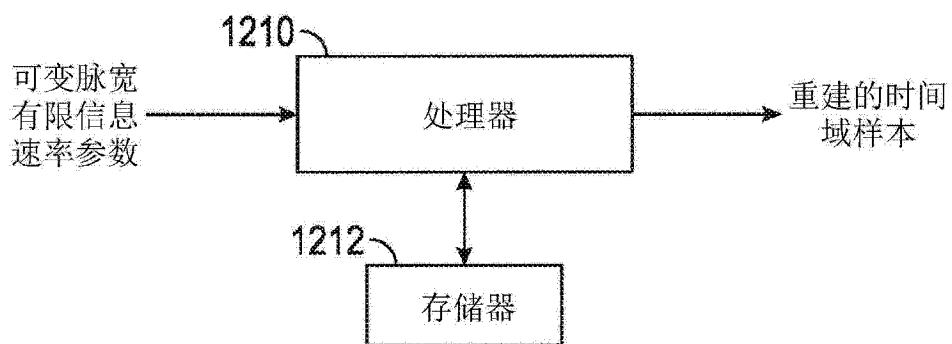


图 12C

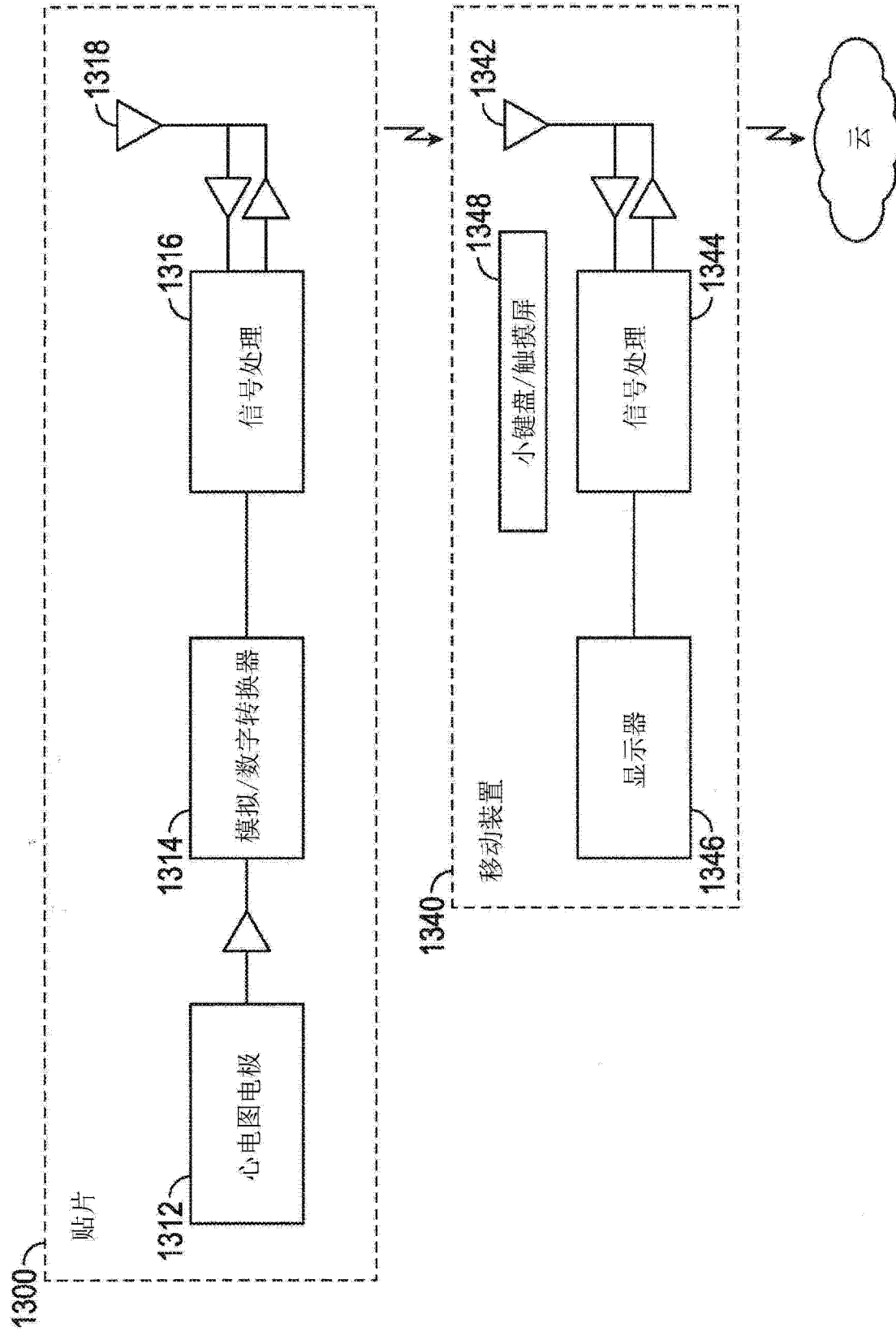


图 13

专利名称(译)	用于分析和重建具有低采样速率的可变脉宽信号的系统和方法		
公开(公告)号	CN104641366A	公开(公告)日	2015-05-20
申请号	CN201380013557.2	申请日	2013-03-14
[标]申请(专利权)人(译)	高通股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	高通股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	高通股份有限公司		
[标]发明人	吉勒斯贝希勒尔 阿里霍玛提		
发明人	吉勒斯·贝希勒尔 阿里·霍玛提		
IPC分类号	G06F17/14 H03M7/30 A61B5/00		
CPC分类号	G06F17/141 A61B5/0006 A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/7257		
优先权	61/611739 2012-03-16 US 13/800754 2013-03-13 US		
其他公开文献	CN104641366B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明描述用于对波形的离散傅里叶变换的系数应用预定义函数形状的系统和方法。所述波形可至少部分地基于心电图ECG。所述预定义的函数形状可以是抛物线形的，并且可以在对数标度上定义。应用预定义的函数形状可以允许在较低采样速率下产生波形的更加准确的重建。

