



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106163389 A

(43)申请公布日 2016. 11. 23

(21)申请号 201580018305.8

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(22)申请日 2015.03.27

代理人 王英 刘炳胜

(30)优先权数据

61/973,391 2014.04.01 US

(51)Int.Cl.

A61B 5/0295(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.09.30

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/029(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2015/052260 2015.03.27

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/150998 EN 2015.10.08

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 A·A·弗劳尔

权利要求书2页 说明书3页 附图5页

(54)发明名称

中央腔灌注计算

(57)摘要

一种用于监测患者的灌注的系统、方法和非瞬态计算机可读存储介质。所述系统、方法和非瞬态计算机可读存储介质接收经由第一电极跨所述患者的胸部施加的电压的指示;接收经由第二电极对由所施加的电压产生的跨所述患者的所述胸部的电流的测量结果;基于所施加的电压和所测量的电流生成基于阻抗的呼吸速率波形;生成相对于所述患者的心跳的所述呼吸速率波形的傅立叶变换;隔离所述傅立叶变换中的心脏伪影;并且基于所隔离的心脏伪影生成指示所述患者的胸腔的灌注的灌注波形。

1. 一种用于监测患者的灌注的方法,包括:  
接收经由第一电极跨所述患者的胸部施加的电压的指示;  
接收经由第二电极对由所施加的电压产生的跨所述患者的所述胸部的电流的测量结果;  
基于所施加的电压和所测量的电流生成基于阻抗的呼吸速率波形;  
生成相对于所述患者的心跳的所述呼吸速率波形的傅立叶变换;  
隔离所述傅立叶变换中的心脏伪影;并且  
基于所隔离的心脏伪影生成指示所述患者的胸腔的灌注的灌注波形。
2. 根据权利要求1所述的方法,还包括:  
通过识别幅度的变化来分析所述灌注波形,以评估所述患者的心脏状态。
3. 根据权利要求2所述的方法,其中,分析所述灌注波形包括识别所述幅度的减小。
4. 根据权利要求3所述的方法,还包括:  
当所述幅度的减小超过预定的阈值时,向用户发起警报信号。
5. 根据权利要求4所述的方法,其中,所述警报信号是听觉信号和视觉信号中的一个。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中,生成所述傅立叶变换包括移除DC分量。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中,生成所述灌注波形包括获得所隔离的心脏伪影的逆傅立叶变换。
8. 根据权利要求1所述的方法,还包括:  
将所述呼吸速率波形和所述灌注波形中的一个存储在存储器中。
9. 根据权利要求1所述的方法,还包括:  
将所述灌注波形显示在显示器上。
10. 根据权利要求9所述的方法,还包括:  
选择所显示的灌注波形的部分以观察所述灌注波形的在预定的时间窗口内的所述部分。
11. 一种用于监测患者的灌注的系统,包括:  
第一电极,其跨所述患者的胸部施加电压;  
第二电极,其测量由所施加的电压产生的跨所述患者的所述胸部的电流;  
处理器,其基于所施加的电压和所测量的电流生成基于阻抗的呼吸速率波形,生成相对于所述患者的心跳的所述呼吸速率波形的傅立叶变换,隔离所述傅立叶变换中的心脏伪影,并且基于所隔离的心脏伪影生成指示所述患者的胸腔的灌注的灌注波形。
12. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述处理器通过识别幅度的变化来分析所述灌注波形,以评估所述患者的心脏状态。
13. 根据权利要求12所述的系统,其中,所述处理器通过识别所述幅度的减小来分析所述灌注波形。
14. 根据权利要求13所述的系统,其中,当所述幅度的减小超过预定的阈值时,所述处理器向用户发起警报信号。
15. 根据权利要求11所述的系统,其中,生成所述傅立叶变换包括移除DC分量。
16. 根据权利要求11所述的系统,其中,生成所述灌注波形包括获得所隔离的心脏伪影的逆傅立叶变换。

17. 根据权利要求11所述的系统,还包括:

存储器,其存储所述呼吸速率波形和所述灌注波形中的一个。

18. 根据权利要求11所述的系统,还包括:

显示器,其将所述灌注波形显示在显示器上。

19. 根据权利要求18所述的系统,还包括:

用户接口,其允许用户选择所显示的灌注波形的部分以观察所述灌注波形的在预定的时间窗口内的所述部分。

20. 一种包括能由处理器执行的指令集的非瞬态计算机可读存储介质,所述指令集当由所述处理器执行时令所述处理器执行如下操作,包括:

接收经由第一电极跨所述患者的胸部施加的电压的指示;

接收经由第二电极对由所施加的电压产生的跨所述患者的所述胸部的电流的测量结果;

基于所施加的电压和所测量的电流生成基于阻抗的呼吸速率波形;

生成相对于所述患者的心跳的所述呼吸速率波形的傅立叶变换;

隔离所述傅立叶变换中的心脏伪影;并且

基于所隔离的心脏伪影生成指示所述患者的胸腔的灌注的灌注波形。

## 中央腔灌注计算

### 背景技术

[0001] 中央腔(例如,胸)的灌注和患者体内该灌注的改变是评估患者的心血管状态的非常有用的信息。已经存在量化中央腔的灌注的许多尝试。然而,用于量化中央腔的灌注的现有系统和方法是低效、笨重和/或有创的。例如,胸电阻抗方法需要将额外的传感器连同条带/电缆一起放置在患者身上。多普勒血流图方法也可以用于量化中央腔的灌注,但是不提供连续的测量,因为设备笨重、昂贵并且需要医师亲手操作使用。还能够使用中心静脉压(CVP)测量来计算灌注和心脏输出信息,但是这涉及有创导管的使用。

### 附图说明

[0002] 图1示出了根据本发明的示例性实施例的系统的示意图。

[0003] 图2示出了根据本发明的示例性实施例的方法的流程图。

[0004] 图3示出了患者的示例性基于阻抗的呼吸速率波形的曲线图。

[0005] 图4示出了图3的呼吸速率波形的示例性傅立叶变换。

[0006] 图5示出了基于经由图4的傅立叶变换识别的心脏伪影的示例性灌注波形的曲线图。

### 具体实施方式

[0007] 示例性实施例包括一种用于监测患者的灌注的方法。所述方法包括:接收经由第一电极跨患者的胸部施加的电压的指示;接收经由第二电极对由所施加的电压产生的跨所述患者的胸部的电流的测量结果;基于所施加的电压和所测量的电流生成基于阻抗的呼吸速率波形;生成相对于所述患者的心跳的所述呼吸速率波形的傅立叶变换;隔离所述傅立叶变换中的心脏伪影;并且基于所隔离的心脏伪影生成指示所述患者的胸腔的灌注的灌注波形。

[0008] 示例性实施例还包括一种用于监测患者的灌注的系统。所述系统包括:第一电极,其跨所述患者的胸部施加电压;第二电极,其测量由所施加的电压产生的跨所述患者的胸部的电流;以及处理器,其基于所施加的电压和所测量的电流生成基于阻抗的呼吸速率波形,生成相对于所述患者的心跳的所述呼吸速率波形的傅立叶变换,隔离所述傅立叶变换中的心脏伪影,并且基于所隔离的心脏伪影生成指示所述患者的胸腔的灌注的灌注波形。

[0009] 示例性实施例还包括一种非瞬态计算机可读存储介质,其包括能由处理器执行的指令集。所述指令集当由所述处理器执行时令所述处理器执行如下操作,包括:接收经由第一电极跨所述患者的胸部施加的电压的指示;接收经由第二电极对由所施加的电压产生的跨所述患者的胸部的电流的测量结果;基于所施加的电压和所测量的电流生成基于阻抗的呼吸速率波形;生成相对于所述患者的心跳的所述呼吸速率波形的傅立叶变换;隔离所述傅立叶变换中的心脏伪影;并且基于所隔离的心脏伪影生成指示所述患者的胸腔的灌注的灌注波形。

[0010] 示例性实施例可以参考以下描述和附图而进一步理解,其中,相同的元件用相同

的参考数字来指代。示例性实施例涉及用于评估患者的心血管状态的系统和方法。具体地，示例性实施例描述了量化患者的中央腔的灌注以确定患者的心血管状态。尽管例性实施例示出并描述了使用电极来确定患者的呼吸速率，但是本领域技术人员应当理解，本发明的系统和方法可以诸如例如使用用于确定呼吸速率的其他设备。

[0011] 如在图1中所示，根据本公开的示例性实施例的系统100测量患者的中央腔的灌注。系统100包括处理器102、用户接口104、显示器106和存储器108。系统100还包括第一电极110和第二电极112，所述第一电极110和第二电极112中的每个电极均被(直接或间接地)连接到处理器102，使得由第一电极110施加的电压和由第二电极112测量的电流能够经由处理器102进行检测并监测。第一电极110和第二电极112可以被粘附到患者的胸部，并且经由用户接口104进行控制，所述用户接口104可以包括例如输入设备，诸如键盘、鼠标和/或显示器106上的触摸屏。第一电极110可以是跨胸部施加小的、高频电压的EKG电极，并且第二电极112可以是测量跨胸部得到的电流的第二EKG电极。基于阻抗的呼吸速率测量基于如下事实：胸部阻抗随着空气吸入和呼出而改变。由于空气是不良导体，在空气进入肺时，胸变得传导性更小。在空气被呼出时，这通过跨胸部的增加的阻抗来反映。一旦电压被施加并且跨胸部的得到的电流被测量，处理器102就通过将跨胸部的电压除以得到的电流来计算阻抗。第一电极110和第二电极112可以分别连续地施加电压和测量得到的电流，使得处理器102确定患者的连续的呼吸速率。基本阻抗大约为数百欧姆，这是相对静止的，并且呼吸阻抗大约为例如2欧姆。然而，另一可检测的振荡阻抗是由正在被心脏泵入胸和泵出胸的血液引起的阻抗。该阻抗变化大约为0.5欧姆。特别在呼气之后肺为空时，该阻抗可观察到。该信息可以被用于估计进入中央腔的血流量。

[0012] 具体地，处理器102获得连续的呼吸波形并在新的时域上对其重新采样，为此，心脏是时钟，并且为此，任何两次心跳之间的距离都是相等的。关于心跳的信息通过相关联的EKG来收集。呼吸信号然后在该新的基于心跳的时域上被插值。在这一点上，处理器102获得患者的呼吸速率波形的傅立叶变换，x-轴是1/心跳而非1/s。结果是突出通过阻抗一例如，由正在被泵入和泵出胸的血液引起的跨胸部的阻抗所测量的心脏伪影的变换。处理器102然后隔离心脏伪影并对心脏伪影的傅立叶变换求逆，以生成表示正在被泵入和泵出胸的血液量的波形。该新的信号经由插值被重新采样回到原始时间。可以分析所得到的波形的幅度的变化，以确定胸腔的灌注，给予医师患者的血流动力学状态的想法。得到的灌注波形可以被显示在显示器106上。应当理解，得到的灌注波形连同任何相关联的数据，诸如连续的呼吸速率和傅立叶变换，可以被存储到存储器108。

[0013] 图2示出了系统100生成表示患者的灌注的波形以供分析的示例性方法。如在上面关于系统100所论述的，第一电极110和第二电极112被粘附到患者的胸部。第一电极110和第二电极112能够以本领域技术人员已知的方式沿着胸部被定位并被粘附到其上。在步骤210中，第一电极110跨患者的胸部施加连续的小的、高频电压。在步骤220中，第二电极210测量由施加的电压产生的跨患者的胸部的电流。所施加的电压和所测量的电流可以由处理器102来监测，使得在步骤230中，处理器102生成如例如图3中所示的由将所施加的电压除以所得到的电流而产生的基于阻抗的呼吸速率波形。该呼吸速率波形可以被存储到存储器108和/或被显示在显示器106上。在步骤240中，处理器102获得呼吸速率波形并在心脏充当时钟的新的时域中对其重新采样。两次心跳之间的距离可以是相等的。呼吸信号然后在该

新的基于心跳的时域上被插值。在步骤250中,处理器102然后获得经重新采样的呼吸速率波形的傅立叶变换,例如在图4中,x-轴是1/心跳而非1/s。具体地,傅立叶变换可以随着时间被扩展和/或被压缩,使得每次患者心跳与彼此相等地间隔开。本领域技术人员应当理解,DC分量还可以被移除以归一化在傅立叶变换中示出的信号。心脏伪影可以以一次心跳的频率作为狭窄尖峰在傅立叶变换中被示出。

[0014] 在步骤260中,心脏伪影可以被隔离,移除例如源自患者的运动和呼吸的其他不必要的信号。在步骤270中,处理器102可以获得这些隔离的心脏伪影的逆傅立叶变换,以生成例如如图5中所示的表示正在被泵入和泵出胸腔的血液量的波形。在步骤280中,逆傅立叶变换经由插值被重新采样回到原始时间以生成灌注波形。该灌注波形可以被存储到存储器108和/或被显示在显示器106上。在步骤290中,灌注波形可以被分析,以确定患者的心脏状态。灌注波形的幅度的变化指示正在胸腔中循环的血液的量的变化,并且是患者的身体如何处理其血液供应以及患者的身体被灌注有多好的良好指示器。例如,幅度随着时间的减小可以指示患者没有被很好地灌注并且可能有低血压。因此,对灌注波形的分析可以包括确定灌注波形的幅度的变化。例如当幅度的减小超过预定的阈值或在值的预定范围之内时,处理器102可以向用户(例如,医师)生成指示患者没有被很好地灌注并且可能正在经历低血压的警报。警报可以是听觉的,和/或可以被显示在显示器106上。本领域技术人员应当理解,预定的阈值和值的预定范围可以由系统的用户经由用户接口104进行改变或更新。本领域技术人员还应当理解,灌注波形可以连同如通过光学体积描记术测量的其他可用信息(诸如,例如,患者的身体的外周部位中的血液量)一起被分析,以更好地理解患者的身体的血流动力学状态。

[0015] 本领域技术人员应当理解,灌注波形可以在给定的时间段内生成,或者只要第一电极110和第二电极112分别正在施加电压和测量电流,则灌注波形就可以是在给定的时间段内生成的连续波形。每次心跳可以包括多个幅度,使得其可以有有益于能够以更小的时间增量观察灌注波形。例如,用户可以能够经由用户接口104选择窗口或帧,所述窗口或帧可以在灌注波形的多个部分上被移动以更好地观察在更小的时间窗口内的幅度变化。

[0016] 应当注意,权利要求书可以包括根据PCT规则6.2(b)的参考符号/数字。然而,本权利要求书不应当被认为限制于对应于参考符号/数字的示例性实施例。

[0017] 本领域技术人员应当理解,上述示例性实施例可以以任何数量的方式被实施,包括作为单独的软件模块、作为硬件与软件的组合等。例如,灌注波形的生成可以通过包含多行代码的程序来实施,当被编译时所述多行代码可以在处理器上被执行。

[0018] 对于本领域技术人员将会显而易见的是,在不脱离本公开的精神或范围的情况下,可以对所公开的示例性实施例和方法以及备选选择进行各种修改。因此,旨在将本公开覆盖所有这种修改和变型,只要其落入权利要求书及其等价方案的范围之内。

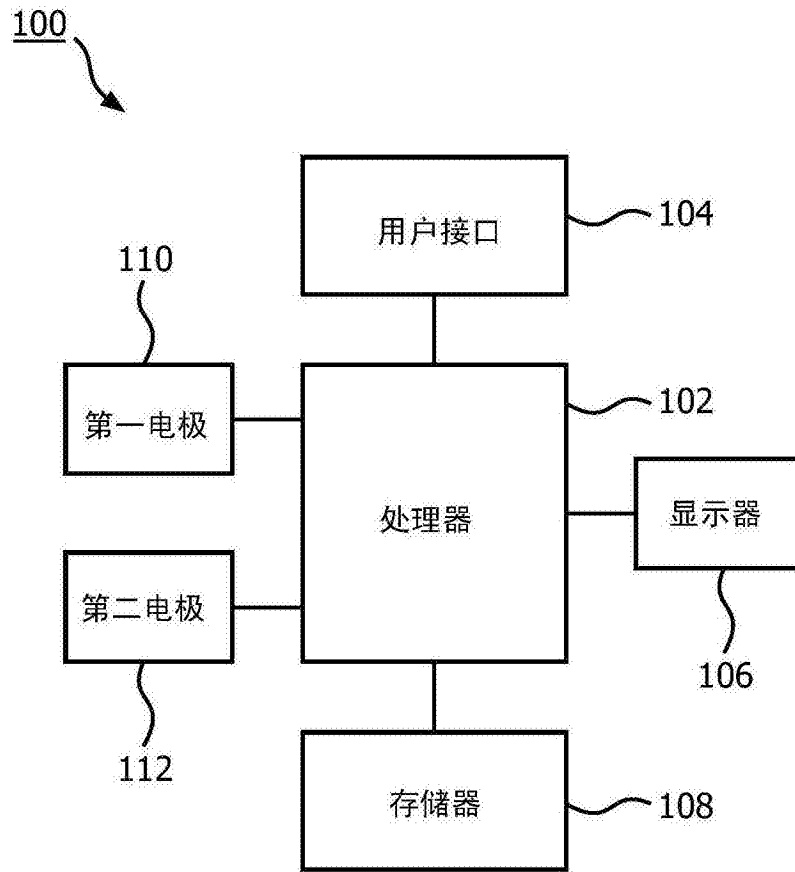


图1

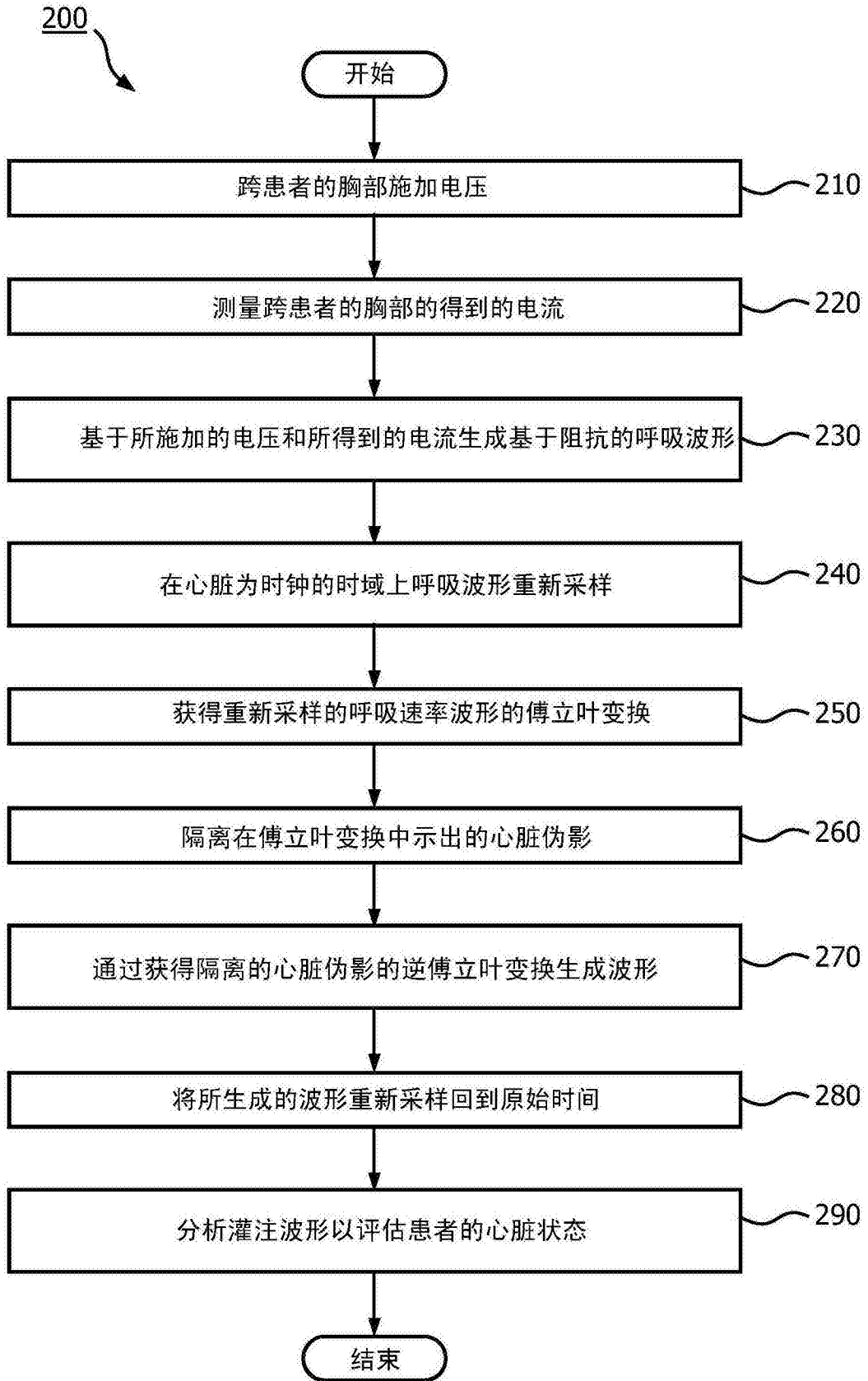


图2



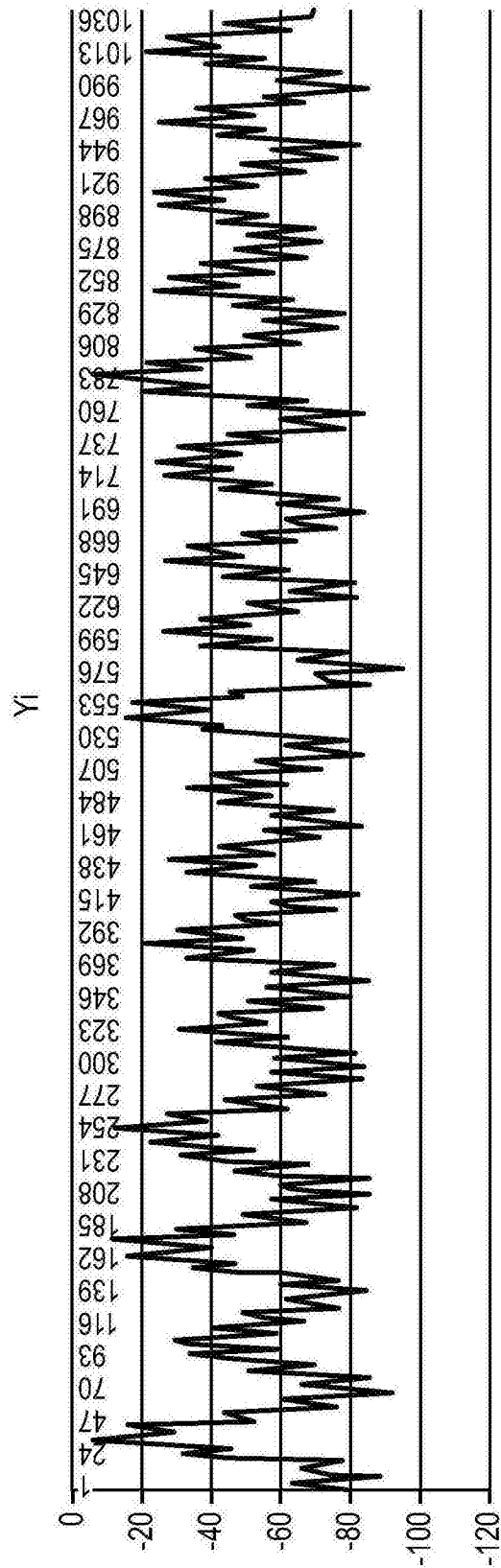


图3

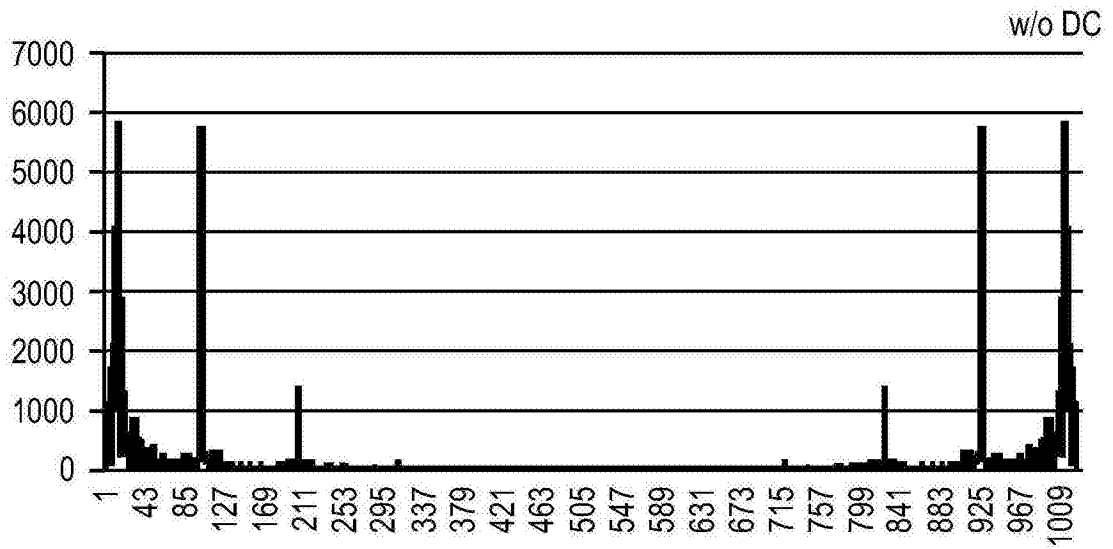


图4

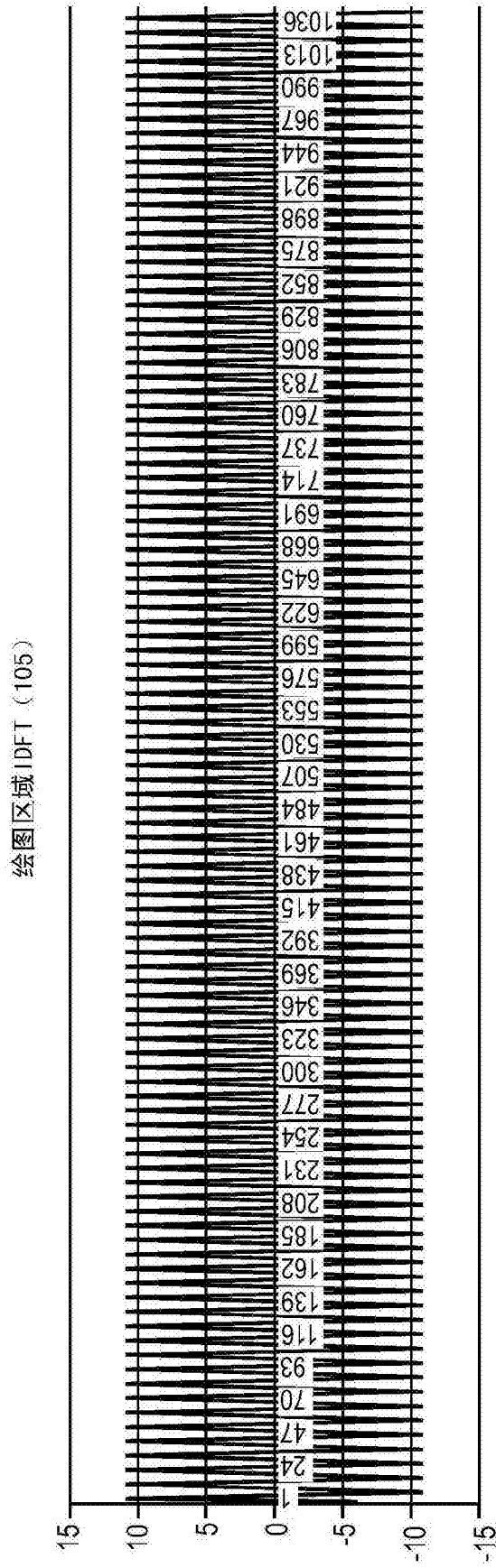


图5