



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107847139 A

(43)申请公布日 2018.03.27

(21)申请号 201680039902.3

(22)申请日 2016.06.13

(30)优先权数据

14/795,703 2015.07.09 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.01.05

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/037264 2016.06.13

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/007574 EN 2017.01.12

(71)申请人 高通股份有限公司

地址 美国加利福尼亚

(72)发明人 D·B·贝克 D·B·莱默萨尔

L·拉丁

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 张扬 王英

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/053(2006.01)

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/0295(2006.01)

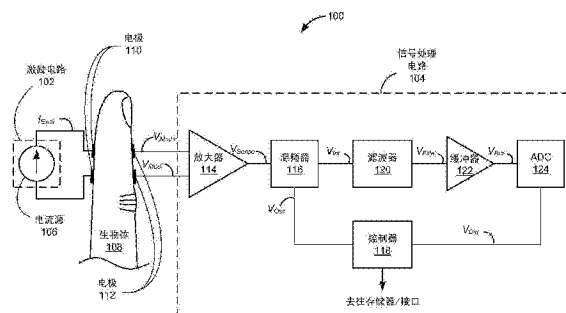
权利要求书3页 说明书15页 附图14页

(54)发明名称

阻抗感测

(57)摘要

本公开内容提供了用于在阻抗感测应用中执行信号处理、以及具体而言用于从幅度调制信号恢复出数据的系统、方法和装置。在一个方面,设备包括感测电路,所述感测电路是可操作的以感测具有载波频率的幅度调制信号。设备还包括混频器,所述混频器是可操作的以将幅度调制信号与具有混频频率的混频信号进行混频,以提供具有小于载波频率的中频的下移频率信号。设备还包括滤波器,所述滤波器是可操作的以对下移频率信号进行滤波以提供经滤波的信号。设备还包括采样器,所述采样器是可操作的以在欠采样频率处来对经滤波的信号进行欠采样以提供数字信号,数字信号表示调制的信号。



1. 一种能够从幅度调制信号恢复出数据的设备,包括:
感测电路,其是可操作的以感测具有载波频率的幅度调制信号;
混频器,其是可操作的以将所述幅度调制信号与具有混频频率的混频信号进行混频,以提供具有小于所述载波频率的中频的下移频率信号;
滤波器,其是可操作的以对所述下移频率信号进行滤波以提供经滤波的信号;以及
采样器,其是可操作的以在欠采样频率处来对所述经滤波的信号进行欠采样以提供数字信号,所述数字信号是表示调制的信号的。
2. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述幅度调制信号是相对于所述调制的信号来相位调制的。
3. 根据权利要求1或2所述的设备,还包括可操作的用于进行以下操作的至少一个第一电极:接收所述幅度调制信号,以及将所述幅度调制信号传送到所述感测电路,所述至少一个第一电极是适用于与生物体耦合的。
4. 根据权利要求3所述的设备,还包括:
至少一个第二电极,其适用于与所述生物体耦合;以及
激励信号发生器,其是可操作的以生成在所述载波频率处的激励信号,所述至少一个第二电极是适用于向所述生物体提供所述激励信号的,所述幅度调制信号是表示所述生物体对所述激励信号的响应的。
5. 根据权利要求4所述的设备,其中,所述调制的信号是表示所述生物体的阻抗的。
6. 根据权利要求5所述的设备,其中,所述载波频率是大于或等于大约1MHz的。
7. 根据权利要求5或6所述的设备,其中:
所述激励信号包括电流信号;以及
所述幅度调制信号包括电压信号,所述电压信号表示所述生物体基于所述阻抗的对所述激励信号的电压响应。
8. 根据权利要求5或6所述的设备,其中:
所述激励信号包括电压信号;以及
所述幅度调制信号包括电流信号,所述电流信号表示所述生物体基于所述阻抗的对所述激励信号的电流响应。
9. 根据权利要求1-8中的任何一项所述的设备,还包括:
电源;
可穿戴外壳,其至少部分地包含所述感测电路、所述混频器、所述滤波器、所述采样器和所述电源;以及
耦合机构,其适用于将所述可穿戴外壳耦合到用户。
10. 根据权利要求1-9中的任何一项所述的设备,其中,所述欠采样频率是大于所述经滤波的信号的带宽的两倍的。
11. 根据权利要求1-10中的任何一项所述的设备,还包括控制器,并且其中:
所述滤波器包括具有固定通带的带通滤波器;以及
所述控制器设置所述混频信号的所述混频频率以提供所述具有所述中频的下移频率信号,所述中频基本上等于所述带通滤波器的所述固定通带的中心频率。
12. 根据权利要求11所述的设备,其中,所述滤波器包括无源滤波器。

13. 根据权利要求11或12所述的设备,其中,所述控制器是可操作的以设置所述载波频率。

14. 根据权利要求1-13中的任何一项所述的设备,其中,所述中频是大于所述调制的信号的频率的。

15. 根据权利要求1-14中的任何一项所述的设备,其中,所述混频器包括切换设备,并且其中,所述切换设备包括单刀单掷 (SPST) 开关或者单刀双掷 (SPDT) 开关。

16. 根据权利要求1-15中的任何一项所述的设备,其中,所述混频信号是方波信号。

17. 一种能够从幅度调制信号恢复出数据的设备,包括:

用于感测具有载波频率的幅度调制信号的单元;

用于将所述幅度调制信号与具有混频频率的混频信号进行混频,以提供具有小于所述载波频率的中频的下移频率信号的单元;

用于对所述下移频率信号进行滤波以提供经滤波的信号;以及

用于在欠采样频率处来对所述经滤波的信号进行欠采样以提供数字信号的单元,所述数字信号是表示调制的信号的。

18. 根据权利要求17所述的设备,还包括可操作的用于进行以下操作的至少一个第一电极:接收所述幅度调制信号,以及将所述幅度调制信号传送到所述用于感测的单元,所述至少一个第一电极是适用于与生物体耦合的。

19. 根据权利要求18所述的设备,还包括:

至少一个第二电极,其适用于与所述生物体耦合;以及

用于生成在所述载波频率处的激励信号的单元,所述至少一个第二电极是适用于向所述生物体提供所述激励信号的,所述幅度调制信号是表示所述生物体对所述激励信号的响应的。

20. 根据权利要求19所述的设备,其中,所述调制的信号是表示所述生物体的阻抗的。

21. 根据权利要求20所述的设备,其中,所述载波频率是大于或等于大约1MHz的。

22. 根据权利要求20或21所述的设备,其中:

所述激励信号包括电流信号;以及

所述幅度调制信号包括电压信号,所述电压信号表示所述生物体基于所述阻抗的对所述激励信号的电压响应。

23. 一种用于从幅度调制信号恢复出数据的方法,包括:

感测具有载波频率的幅度调制信号;

将所述幅度调制信号与具有混频频率的混频信号进行混频,以提供具有小于所述载波频率的中频的下移频率信号;

对所述下移频率信号进行滤波以提供经滤波的信号;以及

在欠采样频率处来对所述经滤波的信号进行欠采样以提供数字信号,所述数字信号是表示调制的信号的。

24. 根据权利要求23所述的方法,还包括:

在所述载波频率处生成激励信号;以及

向生物体提供所述激励信号,所述幅度调制信号是表示所述生物体对所述激励信号的响应的。

25. 根据权利要求24所述的方法, 其中, 所述调制的信号是表示所述生物体的阻抗的。

26. 根据权利要求25所述的方法, 其中, 所述载波频率是大于或等于大约1MHz的。

27. 根据权利要求25或26所述的方法, 其中:

所述激励信号包括电流信号; 以及

所述幅度调制信号包括电压信号, 所述电压信号表示所述生物体基于所述阻抗的对所述激励信号的电压响应。

阻抗感测

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求享受2015年7月9日提交的、标题为“IMPEDANCE SENSING”的美国专利申请第14/795,703号的权益和优先权,出于全部目的以引用方式将其全部内容并入本文。

技术领域

[0003] 概括地说,本公开内容涉及感测设备,具体地说,本公开内容涉及低功率、健壮的阻抗感测设备。

背景技术

[0004] 阻抗传感器已用于各种科学和诊断领域,以将材料的特性化以及监测这种材料关于环境状况的时间演化。最近已经在若干生物应用中也考虑使用阻抗传感器。可以广义地将生物阻抗传感器特性化为:通过利用各种生物组织的不同电属性(具体而言,不同的阻抗)来对各种生物学特性进行感测或监测的设备。通常,外部生物阻抗传感器包括放置在生物体上的感兴趣区域邻近的或者与其接触的两个或更多个电极。通常,生物阻抗传感器通过以下操作来起作用:经由第一电极集合来将电信号引入到下层的组织中,以及经由第二电极集合来检测电压响应。检测到的电压响应是受到注入的信号所通过的各种组织的不同的、以及在一些情况下时变的电属性的影响的。可以对电压响应进行分析,以尝试确定感兴趣的生物学特性。

[0005] 正在研究生物阻抗传感器以用于若干应用中,其包括监测血压(部分是由于传统测量设备在精度或便携性上的限制)。例如,血压计是利用可充气的袖带来向感兴趣的区域(例如,在受试者的上臂周围)施加压力的传统血压监测设备的示例。由可充气袖带施加的压力被设计成限制动脉血流,以便提供对收缩压和舒张压的测量。这种传统的血压计固有地影响受试者的生理状态,其可能在血压测量中引入误差。这种血压计还可能影响受试者的心理状态,其可以表现在生理状态的变化中,并且因此,在血压测量中引入误差。例如,这些设备通常主要用于单独的场合,例如,当受试者访问医生办公室或者正在医院环境中进行治疗时。当然,一些受试者在这样的场合会感到焦虑,并且这种焦虑可能影响(例如,增加)用户的血压以及心率。

[0006] 额外地,在这种传统血压计在不对流动性移动进行限制的情况下无法穿戴,或者在其它方面进行抑制、干扰或分散注意力的意义上,所述传统血压计不具有便携性。由于这些和其它原因,这种设备不提供对血压,以及随着时间的推移对用户健康的准确估计或体现。虽然植入式或者以其它方式侵入性的设备可以提供对血压随时间的较好估计,但这种侵入性设备通常涉及比非侵入性设备更大的风险,并且通常不适合于流动性使用。

发明内容

[0007] 本公开内容的系统、方法和设备均具有若干方面,所述方面中没有单个的一个方面是单独地对本文所公开的期望属性负责的。

[0008] 本公开内容中描述的主题的一个方面可以在用于从幅度调制信号恢复出数据的设备中实现。设备包括感测电路,所述感测电路是可操作的以感测具有载波频率的幅度调制信号。在一些实现方式中,幅度调制信号还是相位调制的。设备还包括混频器,所述混频器是可操作的以将幅度调制信号与具有混频频率的混频信号进行混频,以提供具有小于载波频率的中频的下移频率信号。设备还包括滤波器,所述滤波器是可操作的以对下移频率信号进行滤波以提供经滤波的信号。设备还包括采样器,所述采样器是可操作的以在欠采样频率处对经滤波的信号进行欠采样以提供数字信号,数字信号表示调制的信号。

[0009] 设备还可以包括至少一个第一电极,所述至少一个第一电极是可操作的以接收幅度调制信号,以及将幅度调制信号传送给感测电路。在一些实现方式中,至少一个第一电极可以适用于与生物体耦合。设备还可以包括至少一个第二电极,所述至少一个第二电极适用于与生物体耦合。设备还可以包括激励信号发生器,所述激励信号发生器是可操作的以在载波频率处生成激励信号,至少一个第二电极是适用于向生物体提供激励信号的,幅度调制信号表示生物体对激励信号的响应。在一些实现方式中,调制的信号表示生物体的阻抗。在一些实现方式中,载波频率大于或等于大约1MHz。在一些实现方式中,激励信号包括电流信号,以及幅度调制信号包括电压信号,所述电压信号表示生物体基于阻抗的对激励信号的电压响应。在一些其它实现方式中,激励信号包括电压信号,以及幅度调制信号包括电流信号,所述电流信号表示生物体基于阻抗的对激励信号的电流响应。

[0010] 在一些实现方式中,设备包括电源和可穿戴外壳,所述可穿戴外壳至少部分地包含感测电路、混频器、滤波器、采样器和电源。在一些这种实现方式中,设备还包括适用于将可穿戴外壳耦合到用户的耦合机构。

[0011] 在一些实现方式中,欠采样频率大于经滤波信号的带宽的两倍。在一些实现方式中,设备还包括控制器。在一些实现方式中,滤波器包括具有固定通带的带通滤波器,以及控制器设置混频信号的混频频率,使得中频基本上等于带通滤波器的固定通带的中心频率。在一些实现方式中,中频大于调制的信号的频率。在一些实现方式中,控制器还可是可操作的以设置载波频率。在一些实现方式中,滤波器包括无源滤波器。在一些实现方式中,混频器包括切换设备。在一些实现方式中,切换设备包括单刀单掷 (SPST) 开关或者单刀双掷 (SPDT) 开关。在一些实现方式中,混频信号是方波信号。

[0012] 本公开内容中描述的主题的另一个方面可以在用于从幅度调制信号恢复出数据的方法中实现。该方法包括感测具有载波频率的幅度调制信号。该方法还包括:将幅度调制信号与具有混频频率的混频信号进行混频,以提供具有小于载波频率的中频的下移频率信号。该方法额外地包括:对下移频率信号进行滤波以提供经滤波的信号。该方法还包括:在欠采样频率处对经滤波的信号进行欠采样以提供数字信号,数字信号表示调制的信号。

[0013] 在一些实现方式中,方法还包括:生成在载波频率处的激励信号以及向生物体提供激励信号。在一些这种实现方式中,幅度调制信号表示生物体对激励信号的响应。在一些这种实现方式中,调制的信号表示生物体的阻抗。在一些这种实现方式中,载波频率大于或等于大约1MHz。在一些这种实现方式中,激励信号包括电流信号,以及幅度调制信号包括电压信号,所述电压信号表示生物体基于阻抗的对激励信号的电压响应。

[0014] 在附图和下文的描述中,阐述了本公开内容中描述的主题中的一个或多个实现方式的细节。通过描述、附图和权利要求书,其它特征、方面和优点将变得显而易见。注意,附

图中的相对尺寸可能不是按比例描绘的。

附图说明

- [0015] 图1根据一些实现方式,示出了一种示例生物阻抗传感器的电路图。
- [0016] 图2A示出了具有激励频率 f_{Excit} 的虚构激励信号 I_{Excit} 的时域表示。
- [0017] 图2B示出了也具有激励频率 f_{Excit} 的虚构电压响应信号 V_{Mod} 的示例时域表示。
- [0018] 图2C示出了图2B的电压响应信号 V_{Mod} 的波形的包络的表示。
- [0019] 图3示出了动脉扩张信号的例子。
- [0020] 图4A示出了具有20MHz的激励频率 f_{Excit} 的示例激励信号 I_{Excit} 的时域表示。
- [0021] 图4B示出了具有16MHz的切换频率 f_{Switch} 的示例方波混频信号 V_{Mix} 的时域表示。
- [0022] 图4C示出了具有4MHz的中频 f_{Int} 的示例下移频率信号 V_{Int} 的时域表示。
- [0023] 图4D示出了具有4MHz的中频 f_{Int} 的示例经滤波的信号 V_{Filter} 的时域表示。
- [0024] 图5A示出了图4A的示例激励信号 I_{Excit} 的频域表示。
- [0025] 图5B示出了图4B的示例方波混频信号 V_{Mix} 的频域表示。
- [0026] 图5C示出了图4C的示例下移频率信号 V_{Int} 的频域表示。
- [0027] 图5D示出了图4D的示例经滤波的信号 V_{Filter} 的频域表示。
- [0028] 图6示出了使用对图1的生物阻抗传感器的仿真来获得的重建的动脉扩张信号640的时域表示。
- [0029] 图7根据一些实现方式,示出了用于对幅度调制信号进行解调的示例过程流的流程图。
- [0030] 图8示出了包括图1的生物阻抗传感器的设备的系统图。
- [0031] 各个附图中的相似附图标号和名称指示相似的元素。

具体实施方式

[0032] 出于描述本公开内容的各个方面的目的,下文的描述针对于某些实现方式。但是,本领域普通技术人员将容易认识到的是,可以以众多不同方式来应用本文的教导。可以在能够接收电信号以及在所接收的信号上执行信号处理的任何设备、装置或系统中,实现所描述的实现方式。本公开内容中提供的概念和示例中的一些概念和示例特别适合于生物阻抗感测应用。但是,一些实现方式还可适用于其它类型的生物感测应用。因此,如对于本领域普通技术人员来说将是易于显而易见的,教导不旨在仅限于附图中所描绘的实现方式,而是具有广泛的适用性。

[0033] 如本文所使用的,除非另外指出,否则在适当的情况下本文的连接词“或”旨在是包含意义的,也就是说,短语“A、B或C”旨在包括A、B、C、A和B、B和C、A和C以及A、B和C的可能性。另外,指代项目的列表“中的至少一个”的短语指那些项目的任意组合(其包括单个成员)。举例而言,“A、B或C中的至少一个”旨在覆盖:A、B、C、A-B、A-C、B-C和A-B-C。

[0034] 各个实现方式通常涉及在阻抗感测应用中使用的信号处理电路。一些实现方式更具体地涉及用于生物阻抗传感器的低功率、可穿戴和健壮的信号处理电路。一些实现方式还涉及一种信号处理电路,其可操作以对在激励信号通过生物体之后检测到的电压响应信号进行欠采样。一些实现方式还涉及一种包括混频器的信号处理电路,所述混频器可操作

以将检测到的电压响应信号的频率从载波频率下移到中频。在一些实现方式中,这种频率下移能力使得信号处理电路能够将中频定位在带通滤波器的中心频率处。在一些实现方式中,这种频率下移实现对任何激励信号频率的使用。事实上,一些实现方式更具体地涉及高激励频率生物阻抗传感器。一些实现方式还涉及能够生成多个激励频率的宽带生物阻抗传感器。

[0035] 可以实现本公开内容中描述的主题的特定实现方式,以实现以下潜在优点中的一个或多个优点。本文描述的生物阻抗传感器的一些实现方式被设计为:消耗相对较小的功率,实现在无再次充电或其它中断的情况下,在延长的时间段(例如,几天、几周或者甚至一个月或更长)上连续穿戴和对感兴趣的生物属性、特性或者信号的监测。本文描述的生物阻抗传感器的一些实现方式还被设计成具有较小的形状因素,并且在可以耦合到用户的外壳内,以进行可穿戴、非侵入性和非限制性的流动性使用。这种设备不仅不干扰用户的日常活动或其它期望的活动,而且还凭借这种不干扰性而鼓励持续性穿戴。

[0036] 本文描述的生物阻抗传感器通常是可操作的以测量以下各项中的一项或多项:各种生物属性、特性或信号(下文统称为“特性”)。在各种应用中,这种特性可以包括周期性时变特性、非周期性时变特性以及随时间相对恒定的特性。一些实现方式尤其适用于测量(本文还称为“感测”、“检测”、“监测”或“确定”)若干心血管特性中的一个或多个特性(例如,心率、血压、脉搏形状和脉搏波速)。通常,诸如血液、皮肤、肌肉、脂肪、肌腱、韧带、骨骼和淋巴之类的各种组织具有不同的阻抗特性。另外,在短期和长期持续时间二者上,一些组织(例如,血液)的阻抗特性可以周期性或者非周期性地变化。本文描述的生物阻抗传感器和信号处理电路可以利用感兴趣区域中的组织的不同阻抗属性,来测量感兴趣的生物学特性。

[0037] 通常,可以将电阻抗(其通常符号化为 Z)定义为对响应于所施加电压,介质对电流流动的反抗的测量。作为背景,介质的阻抗通常是复数;也就是说,阻抗包括实部和虚部二者。阻抗的实部称为电阻(R),而虚部称为电抗(X)。在存在交流(AC)电场的情况下,电抗对介质阻抗的贡献由介质的电感和电容属性引起。还作为背景,将介质的导纳(Y)定义为介质阻抗的倒数。同样地,导纳也是复数,其包括称为电导(G)的实部、以及称为电纳(B)的虚部。与电抗一样,在存在AC电场的情况下,电导对介质导纳的贡献由介质的电感和电容属性引起。介质的电纳还直接与介质的介电常数(ϵ)相关,所述介电常数可以被特性化为介质抵抗电场的能力。

[0038] 在一些实现方式中,例如,当测量血压、心率或者其它心血管特性时,动脉的动态特性是特别感兴趣的。在一些更特定的应用中,与用户心跳同步的动脉横截面中的波动变化是特别感兴趣的。动脉中的血液具有比周围或相邻的皮肤、肌肉、脂肪、肌腱、韧带、骨骼、淋巴或其它组织要大的电导率(以及通常要大的导纳)。血液的电纳(以及因此介电常数)也不同于其它类型的周围或附近组织的电纳(和介电常数)。在心脏的左心室将血液泵送到动脉的心动周期的一部分(“心室收缩”)期间,动脉中的血压增加(到最大“收缩压”),其导致动脉横截面的扩张。作为动脉中的血液的增加的结果,感兴趣区域的电导率(更一般而言的导纳)增加(并且相应地,阻抗降低)。类似地,在心脏的左心室放松并充满血液的心动周期的一部分(“心室舒张”)期间,动脉中的血压降低(到最小“舒张压”),其导致动脉横截面的收缩。作为动脉中的血液的减少的结果,感兴趣区域的电阻(更一般而言的阻抗)增加(并且相应地,导纳减小)。

[0039] 本文描述的生物阻抗传感器通常通过以下操作来起作用：经由两个或更多个输入电极来将电激励信号施加到感兴趣的区域，以及经由两个或更多个输出电极来检测输出信号（或者多个输出信号）。如上所述，尤其在心血管应用中，感兴趣的区域通常包括若干动脉。在本文描述的一些更具体的实现方式中，电激励信号是经由输入电极来注入到感兴趣区域中的电流信号。在一些这种实现方式中，输出信号是代表感兴趣区域中的组织对于所施加的激励信号的电压响应的电压信号。所检测的电压响应信号受到所注入的激励电流信号所通过的各种组织的不同的、并在一些情况下是时变的电属性的影响。在生物阻抗传感器是可操作的以监测血压、心率或者其它心血管特性的一些实现方式中，所检测到的电压响应信号由下层的动脉的时变阻抗来进行幅度和相位调制，所述时变阻抗与用户心跳进行同步地波动，如上所述。

[0040] 另外，虽然感兴趣区域中的动脉（或其它组织）的时变电导率通常对在检测到的电压信号的幅度调制中占主导地位作出说明，但动脉（和其它组织）的时变介电常数也可以在幅度调制中起到不平凡的作用。这通常是因为这些组织（其包括血液）通常具有电阻属性和电容属性（某些组织还可以具有电感属性，但是这种电感属性通常在调制上具有可忽略的影响）。另外，由于下层动脉的介电常数还可以与用户的心跳进行同步变化，所以检测到的电压响应信号也可以是基于下层动脉的介电常数来进行相位调制的（如可以通过检测到的电压响应信号相对于激励信号的相移所观测的）。可以对检测到的电压响应信号的幅度和相位调制的特性进行处理，以随时间提供对用户的心率、收缩血压和舒张血压或者其它心血管特性的指示。

[0041] 在一些应用中，介电常数和电导率在影响给定组织的阻抗中的作用，通常还取决于激励信号的频率。同样地，在各种实现方式中，基于感兴趣区域中的组织的电属性来选择激励信号的频率。例如，在一些心血管应用中，对激励频率进行选择，以通过动脉中的血液来提供足够的幅度调制。在一些这种实现方式中，还可以对激励频率进行选择，以使感兴趣区域中的其它组织（例如，皮肤、脂肪、淋巴、肌肉、肌腱、韧带和骨骼）引起的干扰或噪声最小化。

[0042] 如上所述，检测到的电压信号表示感兴趣区域中的组织对于所施加的激励信号的电压响应。结果，检测到的电压响应信号包括由感兴趣区域中的生物组织进行幅度调制（以及通常还进行相位调制）的激励频率分量（在激励频率处）。为了确定各种生物学特性，通常从激励频率分量中解调出检测到的电压响应信号中的信息。生物阻抗感测设备中的一些现有信号处理电路利用模拟解调器来对检测到的电压响应信号进行解调。一些这种模拟解调器利用模拟混频器（例如，模拟乘法器）来将检测到的电压响应信号与两个其它信号进行混频：与激励信号同相的第一信号（其通常称为“I信道”）和与激励信号处于正交相位的第二信号（其通常称为“Q信道”）。但是，这种模拟乘法器或混频器是高功耗设备，并且因此对于长期可穿戴使用应用来说，其通常是不适合的或者不期望的。

[0043] 一些其它生物阻抗传感器避免了这种模拟乘法器或混频器，而是利用数字混频。但是，在利用数字混频的现有生物阻抗传感器中，必须以非常高的采样频率来对检测到的信号进行采样，以满足奈奎斯特采样准则来避免混叠。奈奎斯特采样准则要求对检测到的信号进行采样的采样频率 f_s 大于所检测到信号中的最高频率的两倍。但是，高频采样在传统上要求快速的高分辨率的模数转换器（ADC）来获得高采样频率所需要的精度。快速、高分

分辨率的ADC相对昂贵,并且还是高功耗设备,使得对于长期可穿戴使用应用来说,它们是不适合的或者不期望的。另外,如果应用下移频率到零频率载波信号,则还需要I信道和Q信道。已知这样的传感器还容易受到粉红 ($1/f$) 噪声以及还有漂移的影响。

[0044] 一些其它生物阻抗传感器利用欠采样。虽然欠采样固有地违反奈奎斯特采样准则,但是如果采样频率满足香农采样准则,则欠采样仍然能够实现对所检测到的信号的重建。香农采样准则要求采样频率 f_s 大于采样信号的带宽BW的两倍($f_s > 2BW$)。通常,这种设备要求非常窄的带通滤波器来在检测到的信号被ADC进行采样之前对其进行滤波,以避免在宽度为2BW的频带之外的信号的混叠。例如,带通滤波器应当滤除采样频率 f_s 以上的频率分量。但是,这种现有的欠采样设备还容易受到DC偏移和漂移的影响,所述DC偏移和漂移可以使得设备无法操作或者无效。例如,DC偏移和漂移可以将检测到的模拟信号的频率置于带通滤波器的通带之外,并将应该滤除的不期望的频率分量(例如,混叠)带入通带中。一些利用欠采样的生物阻抗传感器尝试通过调整窄带带通滤波器的中心频率来适应这种DC偏移或漂移伪像。但是,可调整的窄带带通滤波器的设计是具有挑战性的。此外,可调整的窄带带通滤波器通常利用模拟滤波器来实现的。这种模拟滤波器也是高功耗设备,使得对于长期可穿戴使用应用来说,它们通常是不适合的或者不期望的。但是,可以额外地或替代地使用数字滤波,数字滤波通常要求相对强大的处理器。这些处理器也消耗大量的功率。另外,在(对于某些生物学特性测量来说是要求的或者期望的)宽带多频率激励应用中,由于存在不同的激励频率,所以无论同时地还是以交替方式,问题都加剧。这种应用通常要求具有不同中心频率的多个可调整的窄带带通滤波器。

[0045] 如从前述示例显而易见的,现有的设计尚未实现真正的且实际上可由用户穿戴的生物阻抗传感器。如上所述,一些现有的生物阻抗传感器中需要的、用于获得对感兴趣的生物学特性的可靠和精确的测量的高模拟到数字分辨率已经在传统上使比对于长期可穿戴设备可接受的要高的功耗成为必需。另外,用于获得针对各种感兴趣的生物学特性的可靠和精确的测量的需要的或期望的宽带灵活性,在长期可穿戴设备中也已经是无法实现的。

[0046] 本文所描述的各种实现方式通常涉及用于在低功率可穿戴生物阻抗传感器(在本文中还可称为“感测设备”)中使用的信号处理电路。在一些实现方式中,信号处理电路是可操作的,以对所检测的电压响应信号进行欠采样,同时实现对感兴趣的数据的完全恢复(或者“重建”)。在一些实现方式中,信号处理电路包括混频器,所述混频器是可操作的,以将检测到的电压响应信号的载波频率从激励频率下移到中频。在一些实现方式中,这种频率下移能力使信号处理电路能够将电压响应信号的频率定位在具有固定通带的带通滤波器的中心频率处。这与可调整带通滤波器的中心频率被调整为适应所检测的电压响应信号的载波频率的设计形成对比。有利的是,频率下移实现了对几乎任何期望的激励信号频率的使用,以及对用于宽带应用的多个激励频率的使用。

[0047] 在一些实现方式中,除了其它心血管特性之外,信号处理电路可以适于并且可操作地监测用户的心率、血压、脉搏形状和脉搏波速。额外地或替代地,信号处理电路可以适于并可操作以确定或者提供可用于确定其它生物学特性(比如,例如,身体水分指数或组织成分)的数据。在一些实现方式中,信号处理电路可以额外地或替代地适于并可操作地监测活动数据,例如,用于指示用户的动作的数据(例如,在锻炼期间以及在用户的正常的每日或每周的日常活动期间)。信号处理电路还可以用于促进各种医学成像应用。为了实现这些

和其它目标,生物阻抗传感器以及其内部的信号处理电路被设计用于低功耗,同时实现对高激励频率(例如,高达或超过1MHz,以及在一些应用中,高达或超过20MHz)的使用。信号处理电路还被设计成具有用于对各种感兴趣的生物学特性的准确和可靠的测量和处理所需要的或期望的宽带灵活性。

[0048] 在一些实现方式中,将生物阻抗传感器和其内的信号处理电路并入到可穿戴外壳内。在一些特定的实现方式中,该可穿戴外壳包括用于到用户的可去除连接物的物理耦合机构(或者与其连接)。该外壳可以使用各种适当的制造过程(其包括注塑建模和真空成型)中的任意过程来形成。另外,该外壳可以由各种适当的材料中的任何材料来制成,其包括但不限于:塑料、金属、玻璃、橡胶和陶瓷、或者这些或其它材料的组合。在特定的实现方式中,外壳和耦合机构实现了完全的流动性使用。换言之,可穿戴生物阻抗传感器既是非侵入式的,也不是物理抑制性的。同样地,生物阻抗传感器实现了对一种或多种感兴趣的生物学特征的长期地(例如,几天、几周或者一个月或更长时间不中断地)穿戴和监测,以获得这样的特性随时间的更好的体现,并且通常是对用户的健康的更好的体现。

[0049] 图1根据一些实现方式,示出了示例生物阻抗传感器100的电路图。生物阻抗传感器100包括激励电路102和信号处理电路104。激励电路102包括用于生成具有可调整的激励频率 f_{Excit} 的电激励信号 I_{Excit} 的激励信号发生器106。如上所述,在一些实现方式中,取决于感兴趣的生物特性,激励信号发生器106可以同时地或者交替地在不同的激励频率处生成多个激励信号。在所说明的实现方式中,激励信号发生器106充当以电流信号的形式提供激励信号 I_{Excit} (具体而言,射频(RF)交流(AC)信号)的电流源。在一些实现方式中,激励信号发生器106可以包括由多个MOSFET或者双极型晶体管、以及诸如放大器之类的其它电路组件组成的电流镜。

[0050] 经由与生物体108接触的一对输入电极110,来将激励信号 I_{Excit} 注入到(或者“提供给”)生物体108的感兴趣区域。在所说明的示例中,生物体108是人类手指,以及将生物阻抗传感器100放置在人类手指的一部分上或者周围,或者以其它方式与其耦合。注入的激励信号 I_{Excit} 可以是单端信号或差分信号。生物阻抗传感器100还包括与生物体108的感兴趣区域接触的一对输出电极112。输出电极112是可操作的,以感测幅度和相位调制的电压响应信号 V_{Mod} 。电压响应信号 V_{Mod} 包括:由感兴趣区域中的组织的不同的,以及在一些实例中时变的阻抗的影响所引起的感兴趣数据。

[0051] 虽然输入电极110和输出电极112分别位于图1中的生物体108的相对两侧,但是在一些其它实现方式中,可以将输入电极110和输出电极112放置在生物体108的感兴趣区域的表面上相互靠近或者相邻。在一些特定的实现方式中,可以将两个输入电极110和两个输出电极112以四极配置进行布置。通常,可以使输入电极110和输出电极112位于与生物体108的任何期望的感兴趣区域接触。例如,在一些其它实现方式中,生物阻抗传感器100以及输入电极110和输出电极112可以分别放置在用户的手腕周围。在一些这种实现方式中,生物阻抗传感器可以封装在外壳中,所述外壳类似于具有围绕手腕连接的带子或环的手表或手环以使生物阻抗传感器保持在恰当的位置,具体而言,使得输入电极110和输出电极112与用户的皮肤接触。在一些其它实现方式中,生物阻抗传感器100可以类似地使用带子或者环来被定位在前臂、上臂、脚踝、小腿、大腿或者躯干周围(例如,围绕用户的胸部和上背部)。在一些其它实现方式中,在不使用带子或环的情况下,生物阻抗传感器100可以位于用

户的感兴趣区域上。例如,生物阻抗传感器100可以封装在外壳中,所述外壳使用粘合剂或其它适当的附接机构来固定到用户的感兴趣区域的皮肤。

[0052] 另外,虽然参照图1描述的实现方式包括两个输入电极110和两个输出电极112,但在一些其它实现方式中,生物阻抗传感器100可以包括任何可期望数量的输入电极110和任何可期望数量的输出电极112。这两个电极的集合可以是相同的或者不同的,以及在一些实现方式中,它们可以具有一个或多个公共的电极。例如,生物阻抗传感器100可以包括:用于注入激励信号 I_{Excit} 的单个专用输入电极110、用于检测幅度和相位调制的电压响应信号 V_{Mod} 的单个专用输出电极112、以及共享的公共电极(例如,共享的接地电极)。在其它实现方式中,包括两个(或更多个)输入电极110和两个(或更多个)输出电极112可能是有利的。使用两个或更多个输入电极110和两个或更多个输出电极可以更好地限制感兴趣的测量区域,使得与仅使用单个输入电极和单个输出电极的配置相比,获得了更大幅度的电压响应信号 V_{Mod} 。与单输入和单输出电极(或者“双极”)配置相比,使用两个或更多个输入电极110和两个或更多个输出电极112还减少了来自其它组织的干扰。

[0053] 如上所述,检测到的电压响应信号 V_{Mod} 表示感兴趣区域中的组织对所施加的激励信号的电压响应。结果,检测到的电压响应信号 V_{Mod} 包括要用于确定感兴趣的生物学特性的数据。该数据以幅度调制,以及在一些实例中以相位调制的方式“携带”在由感兴趣区域中的生物组织的时变阻抗所引起的所检测到的电压响应信号 V_{Mod} 的激励频率 f_{Excit} 处。是幅度调制来确定电压响应信号 V_{Mod} 的波形的包络的。

[0054] 在一些实现方式中,术语“调制的信号”是指代表时变阻抗(例如,生物体108的时变阻抗)的信号。在这种实现方式中,时变阻抗是检测到的电压响应信号 V_{Mod} 中观察到的幅度和相位调制的物理原因。在一些实现方式中,调制的信号可以由信号处理电路104来重建。在一些应用中,调制的信号是指示关于生物信号的。例如,在动脉扩张信号的情况下,与心跳同步的时变的动脉扩张可以是时变阻抗的物理原因,在这种情况下,调制的信号可以表示动脉扩张信号,以及具有等于心跳频率的调制频率。继续该例子,感兴趣的生物学特性可以包括动脉扩张信号本身或者可以从动脉扩张信号中提取的各种属性或数据,例如,(除了其它特性之外)心率和血压等等。但是,要理解的是,术语“信号”不是在所有实现方式中都限于周期性时变数据;相反,术语信号也可以包含性地包括非周期性时变数据以及随时间保持相对恒定的数据。

[0055] 出于教导性的目的,图2A示出了具有激励频率 f_{Excit} 的虚构激励信号 I_{Excit} 230的时域表示。图2B示出了也具有激励频率 f_{Excit} 的虚构电压响应信号 V_{Mod} 232的示例时域表示。如图2B中所示,电压响应信号 V_{Mod} 是由激励信号 I_{Excit} 230提供到的介质来进行幅度调制的。幅度调制定义了电压响应信号 V_{Mod} 的波形的包络。图2C示出了图2B的电压响应信号 V_{Mod} 的波形的包络234的表示。在所示出的教导性示例中,幅度调制以及因此波形包络234是周期性的。但是,不存在幅度调制是周期性的要求。为了清楚说明,在图2A-2C中,示出的信号和频率在本质上是教导性的:用于说明幅度调制的概念,以及不限制在本文所描述的生物阻抗传感器的实际实现方式中所使用的信号和频率。

[0056] 在生物阻抗传感器100是可操作地用于确定血压或心率的实现方式中,由与用户的心跳同步的波动的动脉横截面(“动脉扩张信号”)引起的时变阻抗可以是特别感兴趣的。图3示出了动脉扩张信号336的示例。横轴以秒为单位进行测量。纵轴(幅度)以标准化的电

阻单位(例如,毫欧姆)进行测量。

[0057] 在描述图1的信号处理电路104时,将参考图4A-4D中所示出的示例信号以及在图5A-5D中所示出的各自频率响应。但是,参考图4A-4D和图5A-5D所示出和描述的信号和频率,不应被解释为限制适用于所公开的实现方式的信号或频率。图4A示出了具有20MHz的激励频率 f_{Excit} 的示例激励信号 I_{Excit} 的时域表示。图5A示出了图4A的示例激励信号 I_{Excit} 的频域表示。如图5A中所示,激励信号 I_{Excit} 的功率集中在20MHz的激励频率 f_{Excit} 处。

[0058] 如上所述,使输入电极110定位以将激励信号 I_{Excit} 注入到生物体108中。将输出电极112定位以检测结果的幅度调制电压响应信号 V_{Mod} 。输出电极112检测到的电压响应信号 V_{Mod} 是由信号处理电路104进行接收的。在差分信号实现方式中,电压响应信号 V_{Mod} 包括由一对输出电极112中的第一个电极检测到的第一分量和由该对输出电极中的第二个电极检测到的第二分量。例如,电压响应信号 V_{Mod} 的第一分量可以是电压响应信号 V_{Mod} 的正分量($V_{\text{Mod}+}$),以及电压响应信号 V_{Mod} 的第二分量可以是电压响应信号 V_{Mod} 的负分量($V_{\text{Mod}-}$)。输出电极112检测到的电压响应信号 V_{Mod} 的第一分量和第二分量被输入到感测电路114。在单端信号实现方式中,输出电极112中的一个电极接地或者以其它方式处于公共电压,而输出电极中的第二个电极接收电压响应信号 V_{Mod} 。

[0059] 在所说明的实现方式中,感测电路114包括放大器(在下文中,感测电路114还通常称为“放大器114”)。输出电极112中的第一个电极接收到的电压信号 V_{Mod} 的第一分量($V_{\text{Mod}+}$)被输入到放大器114的第一(“正”)输入。输出电极112中的第二个电极接收到的电压信号 V_{Mod} 的第二分量($V_{\text{Mod}-}$)被输入到放大器114的第二(“负”)输入。放大器114对电压信号 V_{Mod} 的第一分量和第二分量之间的差值进行检测和放大,以提供感测信号 V_{Sense} 。在一些特定的实现方式中,放大器114是仪表放大器(IA)。IA是一种类型的差分放大器,其通常包括输入缓冲放大器,例如,用于将两个输入中的每一个输入缓冲到差分放大器的一个输入缓冲放大器。例如,使用IA作为放大器114可以是有利的,例如,因为输入缓冲放大器可以消除对输入阻抗匹配的需要,以及因为IAs特性上具有低DC偏移、低漂移、低噪声、高开环增益、高共模抑制比和高输入阻抗。同样地,IA提供了高准确性和稳定性。在放大器114是IA的一些实现方式中,IA包括三个运算放大器(op-amp),用于实现输入缓冲器中的每个输入缓冲器的一个op-amp,以及用于对输入缓冲器产生的信号之间的差进行感测和放大以产生感测信号 V_{Sense} 的一个op-amp。在一些其它实现方式中,放大器114可以是另一种类型的差分放大器、一个或多个op-amp的另一种组合或者另一种适当的感测电路或设备。

[0060] 随后,通过混频器116来处理感测信号 V_{Sense} 。混频器116可以由控制器118进行控制,以及在一些特定的实现方式中,由诸如现场可编程门阵列(FPGA)或者微控制器之类的低功率控制器进行控制。在一些实现方式中,还可以使用相同的控制器118来控制激励电路102,具体而言,来控制或调整激励信号 I_{Excit} 的激励频率(或多个频率) f_{Excit} 。在各种实现方式中,混频器116用于将感测信号 V_{Sense} 的载波频率从激励频率 f_{Excit} 下移到低于激励频率 f_{Excit} 的中频 f_{Int} 。在感测信号 V_{Sense} 的幅度调制是周期性的或者准周期性的实现方式或者应用中,中频 f_{Int} 可以是在激励频率 f_{Excit} 与幅度调制的频率(例如,调制信号(比如,心血管应用中的动脉扩张信号)的调制频率)之间的频率。混频器116的输出是具有中频 f_{Int} 的下移频率信号 V_{Int} 。如下所述,下移频率信号 V_{Int} 还可以包括中频 f_{Int} 的镜像谐波。但要注意的是,下移频率信号 V_{Int} 仍然以幅度和相位调制的形式来携带感兴趣的数据。

[0061] 在一些实现方式中,混频器116可以利用切换电路来实现,所述切换电路如控制器118所控制的,在高和低之间、开和关之间或者反相和非反相之间进行切换。在混频器116被实现为切换电路的一些实现方式中,混频器116基于在振荡频率 f_{osc} 处从控制器118输出的振荡器信号 V_{osc} ,来从高到低往复切换。例如,控制器118可以包括频率发生器(例如,生成振荡频率 f_{osc} 处的振荡器信号 V_{osc} 的压控振荡器(VCO)电路)。在一些这样的实现方式中,由切换电路基于振荡信号来产生的混频信号 V_{mix} 可以是在等于振荡频率 f_{osc} 的混频频率处(在本文中还称为“切换频率 f_{switch} ”)的方波信号。在这种示例切换电路实现方式中,当混频信号为高时,混频器116传送感测信号 V_{sense} (或者其倍数),以及当混频信号为低时,输出低值(例如,参考电压或者地)。图4B示出了具有16MHz切换频率 f_{switch} 的示例方波混频信号 V_{mix} 的时域表示。图5B示出了图4B的示例方波混频信号 V_{mix} 的频域表示。如图5B所示,混频信号 V_{mix} 的功率集中在16MHz的切换频率 f_{switch} 处。

[0062] 在一些实现方式中,可以使用单刀单掷(SPST)开关或单刀双掷(SPDT)开关来实现混频器116。这种开关可以具有大约为微瓦特(μW)量级(可以比传统模拟混频器要少4、5或者更多量级的幅度的功耗)的最大功耗。在混频器116包括SPDT开关的实现方式中,混频器116还可以包括反相放大器和求和放大器。SPDT开关的使用可以消除否则可能出现在下移频率信号 V_{int} 中的任何DC分量。在一些其它实现方式中,可以使用环形混频器(例如,基于二极管的环形混频器)来实现混频器116,所述环形混频器可以认为是特殊类型的SPDT开关。在一些其它实现方式中,可以使用一个或多个高速晶体管(例如,一个或多个MOSFET)来实现混频器116。

[0063] 在一些其它实现方式中,混频器116可以是模拟开关。在一些这种实现方式中,可以在CMOS中将模拟开关实现成一对MOSFET晶体管:第一个MOSFET晶体管是N沟道MOSFET,以及另一个MOSFET晶体管是P沟道MOSFET。在其它实现方式中,混频器116可以使用乘法器或者乘法混频器来实现。但是,这种乘法器和乘法混频器通常不能实现开关的低功耗(比如,上文所描述的SPST、SPDT或者基于二极管的环形混频器开关),并且因此在长期可穿戴感测设备中是较不期望的。另外,在一些其它实现方式中,混频信号 V_{mix} 不是方波信号。例如,如果将混频器116实现为平方律设备,则混频信号 V_{mix} 可以有利地是正弦信号。但是,再次,这种平方律设备通常无法实现长期可穿戴感测设备中期望的或者适合的低功耗。

[0064] 如上所述,混频器116的输出是具有中频 f_{int} 的下移频率信号 V_{int} 。在一些这种实现方式中,混频器116起到乘法器的作用,所述乘法器将感测信号 V_{sense} 与混频信号 V_{mix} 相乘,以生成下移频率信号 V_{int} 。在数学上,混频器116的相乘与两个信号 V_{sense} 和 V_{mix} 的频率响应的卷积相对应。假定感测信号 V_{sense} 是正弦波,以及混频信号 V_{mix} 是方波,则混频器116的输出(下移频率信号 V_{int})可以从以下等式(1)来确定:

[0065]

$$V_{int} = \frac{V}{2} \cos(2\pi f_{exc} * t) + \frac{2V}{\pi} [\cos(2\pi f_{exc} * t) \sin(2\pi f_{switch} * t) + \text{偶次谐波}] \quad (1)$$

[0066] 其中, V 是感测信号 V_{sense} 的幅度以及 t 表示时间。注意,可以选择任何激励频率(或者多个频率)用于激励信号 I_{excit} ,因为可以通过控制器118来调整切换频率 f_{switch} ,以获得下移信号 V_{int} 的期望的中频 f_{int} 。还应注意的是,等式(1)通常是不平衡混频器;如果使用平衡混频器来实现混频器116,则第二项(在激励频率 f_{excit} 处的振荡)消失。

[0067] 在频域中,混频器116输出两个外差频率,其中第一个外差频率等于激励频率 f_{excit}

和混频信号 V_{Mix} 的切换频率 f_{Switch} 之间的差。在本文称为中频 f_{Int} 的是该第一外差。从混频器116输出的第二外差等于激励频率 f_{Excit} 和切换频率 f_{Switch} 的和。例如,如果激励频率 f_{Excit} 是如图4A和5A中所示的20MHz,并且切换频率 f_{Switch} 是如图4B和5B中所示的16MHz,那么中频 f_{Int} (第一外差)等于4MHz,而第二外差等于36MHz(假定混频器116是理想的混频器)。

[0068] 图4C示出了具有4MHz的中频 f_{Int} 的示例下移频率信号 V_{Int} 的时域表示。为了便于说明下移概念,假设没有(例如,由生物体108的)时变的幅度调制(的情况下),建模下移频率信号 V_{Int} 。图5C示出了图4C的示例下移频率信号 V_{Int} 的频域表示。如图5C中所示,虽然下移频率信号 V_{Int} 的功率中的一些功率集中在4MHz的中频 f_{Int} 处,但功率还集中在36MHz的第二外差频率处。另外,由于与切换频率 f_{Switch} 的谐波相折叠,所以功率还可以出现在超谐波和次谐波二者中。如下文所进一步描述的,可以对第二外差和这些其它频率分量进行滤除。

[0069] 随后,从混频器116输出的下移频率信号 V_{Int} 通过滤波器120以提供经滤波的信号 V_{Filter} 。在一些实现方式中,滤波器120是带通滤波器(并且在下文中也将称为这样),以及在一些特定的实现方式中,其是窄带带通滤波器。带通滤波器120去除了不期望的低频和低频分量,确保从下移频率信号 V_{Int} 中去除由混频器116引入的不想要的混叠或谐波(诸如图5C中示出的那些)。如上所述,控制器118对切换频率 f_{Switch} 进行选择或调整,使得下移信号 V_{Int} 的中频 f_{Int} 位于滤波器120的中心频率处。滤波器120的带宽应当高于调制信号的带宽,但应当足够窄以滤除相邻的谐波。图4D示出了具有4MHz的中频 f_{Int} 的示例滤波信号 V_{Filter} 的时域表示。图5D示出了图4D的示例滤波信号 V_{Filter} 的频域表示。如图5D中所示,滤波器120已经去除了先前出现在下移信号 V_{Int} 中的其它频率分量。这是因为滤波器120有效地去除了等式(1)中的第二项所定义的分量。

[0070] 在一些实现方式中,滤波器120是具有固定通带的无源滤波器(例如,石英、压电、晶体、陶瓷或者表面声波(SAW)滤波器)。这样的滤波器通常比传统的电子滤波器具有更高的品质(Q)因数,并且基本上消耗零功率。在一些其它无源滤波器实现方式中,可以将滤波器120实现成使用电阻器、电容器、电感器或变压器的电路。在一些其它的实现方式中,滤波器120可以是有源滤波器,但是按照定义,有源滤波器要求电源,以及同样地对于长期可穿戴应用来说可能是不期望的。

[0071] 作为混频器116是切换电路并且滤波器120是窄带带通滤波器的一个特定的心血管使用情况的示例,可以将滤波器选择或者设计成具有中心处于500kHz的中心频率的15kHz通带。在这种示例使用情况下,激励频率 f_{Excit} 可以是20MHz,以及切换频率 f_{Switch} 可以是19.5MHz。如上所述,控制器118用于设置切换频率 f_{Switch} ,使得中频 f_{Int} (其等于激励频率 f_{Excit} 和切换频率 f_{Switch} 之间的差)基本上等于带通滤波器120的中心频率。因此,中频 f_{Int} 和带通滤波器120的中心频率都会大致上等于500kHz,以及滤波器120会通过492.5kHz和507.5kHz之间的频率分量。在这种使用情况下,下移信号 V_{Int} 会与用户的心跳同步地进行幅度调制。人类心率通常在1Hz的量级(每分钟60跳),并且几乎不会大于4Hz(即使用户以全部力量跑步时)。同样地,即使保守地考虑1000Hz(1kHz)的心率,在频域中的下移信号 V_{Int} 的旁带也会以在499kHz和501kHz为中心(充分地在492.5-507.5kHz的通带内)。

[0072] 离开该示例使用情况并且通常返回到信号处理电路104,在一些实现方式中,随后,经滤波的信号 V_{Filter} 传送通过缓冲器122。例如,将经滤波的信号 V_{Filter} 传送通过缓冲器122对于增加经滤波的信号 V_{Filter} 的幅度以匹配后续的模数转换器(ADC)124的动态范围可

以是有利的。在一些实现方式中,将缓冲器122实现成放大器。在一个特定的使用情况的示例中,缓冲器122可以包括求和放大器,所述求和放大器将具有中心频率 f_{Int} 的反相正弦信号添加到经滤波的信号 V_{Filter} 以减去较高的中间幅度。结果,可以对幅度调制进行放大,以为ADC 124提供有利的动态范围。随后,从缓冲器122输出的缓冲信号 V_{Buf} 由ADC 124进行采样。在一些其它实现方式中,不存在缓冲器122,以及ADC 124直接对经滤波的信号 V_{Filter} 进行采样。

[0073] ADC 124以采样频率 f_{Sample} 对经滤波的信号和缓冲的信号 V_{Buf} 进行采样以产生数字信号 V_{Dig} 。在各种实现方式中,ADC 124对信号 V_{Buf} 进行欠采样。换言之,欠采样频率 f_{Sample} 不满足奈奎斯特采样准则,其会要求采样频率 f_{Sample} 大于中频 f_{Int} 的两倍。但是,ADC 124用于对信号 V_{Buf} 进行采样所使用的欠采样频率 f_{Sample} 确实满足香农采样准则。也就是说,欠采样频率 f_{Sample} 大于信号 V_{Buf} 的带宽的两倍。在一些实现方式中,可以从下文的等式(2)来确定适当的或者足够的欠采样频率 f_{Sample} :

$$[0074] \quad f_{Sample} = \frac{1}{x * T_p + T_p/4} \quad (2)$$

[0075] 其中 T_p 是与中频 f_{Int} 的倒数相对应的时间段,以及 x 是欠采样率。欠采样率(在该特定情况下)是中频与欠采样频率的比率。欠采样率 x 确定在对下一个值进行采样之前将跳过该信号的多少个波长或周期。

[0076] 在一些实现方式中,ADC 124在至少两个相位处对下移频率信号 V_{Int} 进行采样。也就是说,对下移频率信号 V_{Int} 在第一相位处以及还在第二相位处进行采样,在一些实现方式中所述第二相位是从第一相位偏移90度(或者 $\pi/2$ 弧度)的。等式(2)中的分数 $T_p/4$ 确保第二相位是从第一相位偏移90度的。但是,对于正弦信号而言,通常需要或者期望针对信号的每个周期的四个采样点,以利用绝对振幅和相位来重建信号。

[0077] 有利的是,在该方案中,不需要在传统上用于对信号进行解调所需要的I信道和Q信道。具体地说,I信道和Q信道是不需要的,因为当ADC 124在两个(或四个)不同的相位处对经滤波的下移频率信号 V_{Filter} 进行欠采样时,同相和正交相位分量仍然存在于其中。此外,由于混频器116进行的频率下移和由ADC 124进行的欠采样,所以可以使用低速(并且因此低功率)的ADC。在一些实现方式中,ADC 124具有至少18比特的分辨率,以及在一些实现方式中,具有至少24比特的分辨率。

[0078] 因为满足香农采样定理,所以结果的解调数字信号 V_{Dig} 允许对感兴趣的调制信号(例如,图3中所示出的动脉扩张信号)的重建。因此,下文操作的组合产生可以用于对感兴趣的调制的信号的绝对幅度和相位二者进行重建的解调数字信号 V_{Dig} :将检测到的信号 V_{Mod} 的载波频率下移到中频 f_{Int} ,对下移频率信号进行滤波以提供经滤波的信号 V_{Filter} ,以及随后对经滤波的信号进行欠采样。在一些实现方式中,随后将数字信号 V_{Dig} 存储在存储器中和/或通过接口来传送到生物阻抗传感器100的另一个组件。

[0079] 在一些实现方式中,生物阻抗传感器100还包括用于从解调数字信号 V_{Dig} 重建出调制信号的数模转换器(DAC)。可以分别通过下文所示出的等式(3)-(7)来确定重建信号的DC值、电压幅度的实部(V_{Re})、电压幅度的虚部(V_{Im}),阻抗(Z)和相位(θ):

$$[0080] \quad DC = \frac{V_1 + V_3}{2} = \frac{V_2 + V_4}{2}, \quad (3)$$

$$[0081] \quad V_{\text{Re}} = \frac{V_1 - V_3}{2}, \quad (4)$$

$$[0082] \quad V_{\text{Im}} = \frac{V_2 - V_4}{2}, \quad (5)$$

$$[0083] \quad Z = \sqrt{(V_{\text{Re}}^2) + (V_{\text{Im}}^2)}, \quad (6)$$

$$[0084] \quad \theta = \arctan \frac{V_{\text{Im}}}{V_{\text{Re}}}, \quad (7)$$

[0085] 其中 V_1 、 V_2 、 V_3 和 V_4 是ADC 124在每个周期内的四个不同的90度偏移相位处取得的采样的值。

[0086] 图6示出了使用对图1的生物阻抗传感器100的仿真来获得的重建的动脉扩张信号640的时域表示。具体而言,图6示出了在对图1的ADC 124输出的数字信号 V_{Dig} 进行重建之后的重建动脉扩张信号640。在该例子中,虚线表示在仿真中使用的模型动脉扩张信号642(调制的信号),以及实线表示在重建之后获得的重建动脉扩张信号640(引入偏移以示出比较)。在仿真中,激励频率 f_{Ext} 是2MHz,切换频率 f_{Switch} 是1.5MHz,以及欠采样率 x 是72。在图6所示出的例子中,假定零噪声的理想情况,并且重建动脉扩张信号640是对模型动脉扩张信号642的完美重建。实际上,噪声可能导致重建信号相对于实际调制信号的一些偏差。在一些实现方式中,控制器118还可以是可操作的用于在重建信号上执行额外的处理,例如用于纠正由于噪声或其它非理想情况而导致的偏差的存在。例如,在一些实现方式中,可以使用小波滤波操作来纠正噪声。

[0087] 在一些实现方式中,控制器118还可以控制ADC 124以调整由ADC 124使用的欠采样频率 f_{Sample} ,来尽可能地减小欠采样频率,同时例如基于对感兴趣的调制的信号的了解,来确保满足了香农采样准则。例如,生物阻抗传感器100可以包括存储查找表的存储器,所述查找表匹配用于感兴趣的特定调制的信号的欠采样频率。在一些实现方式中,生物阻抗传感器100可以是可操作的用于使用户能够选择要进行监测的调制的信号(例如,动脉扩张信号),并基于用户的选择,控制器118可以基于从查找表中获得的结果来调整欠采样频率 f_{Sample} 。

[0088] 图7根据一些实现方式,示出了用于对幅度调制信号进行解调的示例过程流700的流程图。在一些实现方式中,过程流700在方框702中开始于将处于激励频率 f_{Excit} 的激励电流信号 I_{Excit} 注入到生物体的感兴趣区域。在方框704中,感测电路(例如,放大器114)对响应于激励信号 I_{Excit} 的幅度调制的(以及通常为相位调制的)电压响应进行检测和感测,以生成感测信号 V_{Sense} 。在方框706中,将该感测信号 V_{Sense} 与具有切换频率 f_{Switch} 的混频信号 V_{Mix} 进行混频(例如,由混频器116执行),以生成具有中间载波频率 f_{Int} 的下移频率信号 V_{Int} 。在方框708中,对下移频率信号 V_{Int} 进行滤波(例如,由滤波器120执行)以提供经滤波的信号 V_{Filter} 。在方框710中,采样器(例如,ADC 124)对经滤波的信号 V_{Filter} 进行欠采样,以提供可用于恢复或者重建感兴趣的调制的信号的解调数字信号 V_{Dig} 。

[0089] 如上文初始时所描述的,在一些实现方式中,可以期望基本上同时将多个激励频率注入到诸如生物体108之类的介质中。例如,假定期望基本上或者大致同时地利用第一20MHz激励信号和第二200kHz激励信号来激励生物体108的感兴趣区域。实现这一点的一种方式激励电路102顺序地和交替地在短暂的持续时间内施加第一激励信号,以及随后在

再次施加第一激励信号之前,在短暂的持续时间内施加第二激励信号并重复。在这样的教导示例中,在施加第一激励信号的时间期间,信号处理电路104(更具体地说,混频器116)将第一结果的电压响应信号与处于第一混频频率的第一混频信号进行混频,以获得处于中频的第一频移信号。类似地,在施加第二激励信号的时间期间,信号处理电路104(更具体地说,混频器116)将第二结果的电压响应信号与处于第二混频频率的第二混频信号进行混频,以获得也处于相同的中频的第二频移信号。用此方式,可以使用相同的滤波器,来对第一和第二频移信号进行滤波。用此方式,信号处理电路104不要求任何额外的组件,至少在直到ADC 124之后为止都不需要。随后,信号处理电路104会根据等式(2)来对来自ADC捕获的采样进行同步,使得从第一滤波后的频移信号中取得的采样被路由到单独的缓冲区中,所述单独的缓冲区与从第二滤波后的频移信号中取得采样的缓存区分开。只要第一激励频率和第二激励频率足够快速地改变,则ADC 124仍然会捕获来自被激励组织的任何动态电压和频率响应。还应当理解的是,可以使用多于两个的激励频率。

[0090] 用于利用多个频率的同时激励的另一种方法是共同地注入所有不同的期望的激励信号。将其实现的一种方式使混频器116顺序地和交替地改变混频频率,使得在ADC 124进行欠采样之前,滤波器120可以对每个电压响应信号进行频移和滤波。

[0091] 另外,还应当理解的是,在一些其它实现方式中,激励信号发生器106可以是提供电压信号(更具体地说,RF AC电压信号)形式的激励信号的电压源。在这种情况下,所感测的幅度调制信号会是电流信号。但是,信号处理电路104的基本操作通常会不变。

[0092] 还应当理解的是,实际的RF AC激励信号发生器既没有零阻抗,也没有无限的阻抗,并且因此不论是使用电流源还是电压源,二者都将产生(无论是多么微小的)时变电流信号以及时变电压信号。例如,RF AC电流源将产生时变电流信号以及通常微小的时变电压信号。类似地,RF AC电压源将产生时变电压信号以及通常微小的时变电流信号。但是,在一些其它实现方式中,激励信号发生器可以是可操作的以提供包括不微小的时变电压分量以及不微小的时变电流分量二者的激励信号。

[0093] 还应当理解的是,信号处理电路104不限于生物阻抗传感器应用。相反,信号处理电路104可以用于各种感测应用中的任何感测应用,其包括不涉及生物体的阻抗感测应用。

[0094] 图8示出了包括图1的生物阻抗传感器100的设备800的系统图。如图所示,控制器118控制激励电路102以及信号处理电路104的操作。控制器还从ADC 124接收数字电压信号 V_{Dig} 。虽然将控制器118示出并描述成单个组件,但在一些实现方式中,控制器118可以指两个或更多个不同的控制器或处理组件。在一些实现方式中,可以利用被设计用于执行本文所描述的功能的以下各项来实现这样的控制器或处理组件中的一项或多项: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)或者其它可编程逻辑器件、分立门或晶体管逻辑、分立硬件组件或者其任意组合。

[0095] 如上所述,控制器118可以将数字电压信号 V_{Dig} 存储在存储器840中。存储器840还可以包括用于由控制器118来执行的代码或者其它可执行指令。存储器840可以包括一个或多个存储器组件。在一些实现方式中,可以将存储器组件中的一个或多个存储器组件实现成基于NOR或基于NAND的闪存阵列。在一些其它实现方式中,可以将存储器组件中的一个或多个存储器组件实现成不同类型的非易失性存储器。另外,在一些实现方式中,存储器组件中的一个或多个存储器组件可以包括易失性存储器阵列(比如,例如,RAM类型)。

[0096] 在一些实现方式中,控制器118可以将存储在存储器840中的数据或者直接从信号处理电路104接收的数据传送给接口842。在一些实现方式中,接口842可以是用于在诸如可移动存储器设备的外部存储器中用于接收和存储数据的存储器接口。在一些其它实现方式中,当连接时,接口842可以是实现对数据向外部计算机的传送的通信接口。类似地,接口842还可以使设备800能够从这种连接的外部计算机接收数据。

[0097] 电源844可以向设备800中的组件中的一些或全部组件进行供电。电源844可以包括各种的能量存储设备中的一种或多种能量存储设备。例如,电源844可以是可再充电电池(例如,镍镉电池或者锂离子电池)。在使用可再充电电池的实现方式中,该可再充电电池使用来自例如壁式插座或者光电设备或阵列的电力可以是可充电的。替代地,可再充电电池可以是可无线充电的。电源844还可以包括可再生能源、电容或者太阳能电池(其包括塑料太阳能电池或太阳能电池涂料)。

[0098] 对本公开内容所描述的实现方式做出的各种修改对于本领域技术人员来说是显而易见的,并且,本文定义的总体原理可以在不脱离本公开内容的精神或保护范围的情况下适用于其它实现方式。因此,本权利要求不旨在受限于本文所示出的实现方式,而是符合与本文所公开的本公开内容、原理和新颖性特征相一致的最广范围。

[0099] 另外,本说明书中在单独的实现方式的语境下所描述的某些特征还可以早单个实现方式中组合地来实现。相反,在单个实现方式的语境下所描述的各种特征,还可以单独地或者以任何适当的子组合的方式在多个实现方式中实现。此外,虽然上文可以将特征描述成处于在某些组合中(以及即使起初这样声明),但在一些情况下,可以将来自声明的组合的一个或多个特征从该组合中去除,以及声明的组合可以是针对子组合或者子组合的变型的。

[0100] 类似地,虽然在附图中以特定的顺序描绘了操作,但不应当将其理解为:为了实现期望的结果,要求以示出的特定顺序或者串行顺序来执行这样的操作,或者要执行所有说明的操作。另外,附图可以以流程图的形式示意性地描绘一个或多个示例过程。但是,未描绘的其它操作可以并入到示意性说明的示例过程中。例如,一个或多个额外的操作可以在任意所说明的操作之前、之后、同时或者之间执行。此外,不应当将上文所描述的对实现方式之中的各个系统组件的划分,理解为在所有实现方式中都要求这种划分。另外,其它实现方式在所附权利要求书的保护范围之内。在一些情况下,可以按不同的顺序来执行权利要求书中所陈述的动作,并且仍然实现期望的结果。

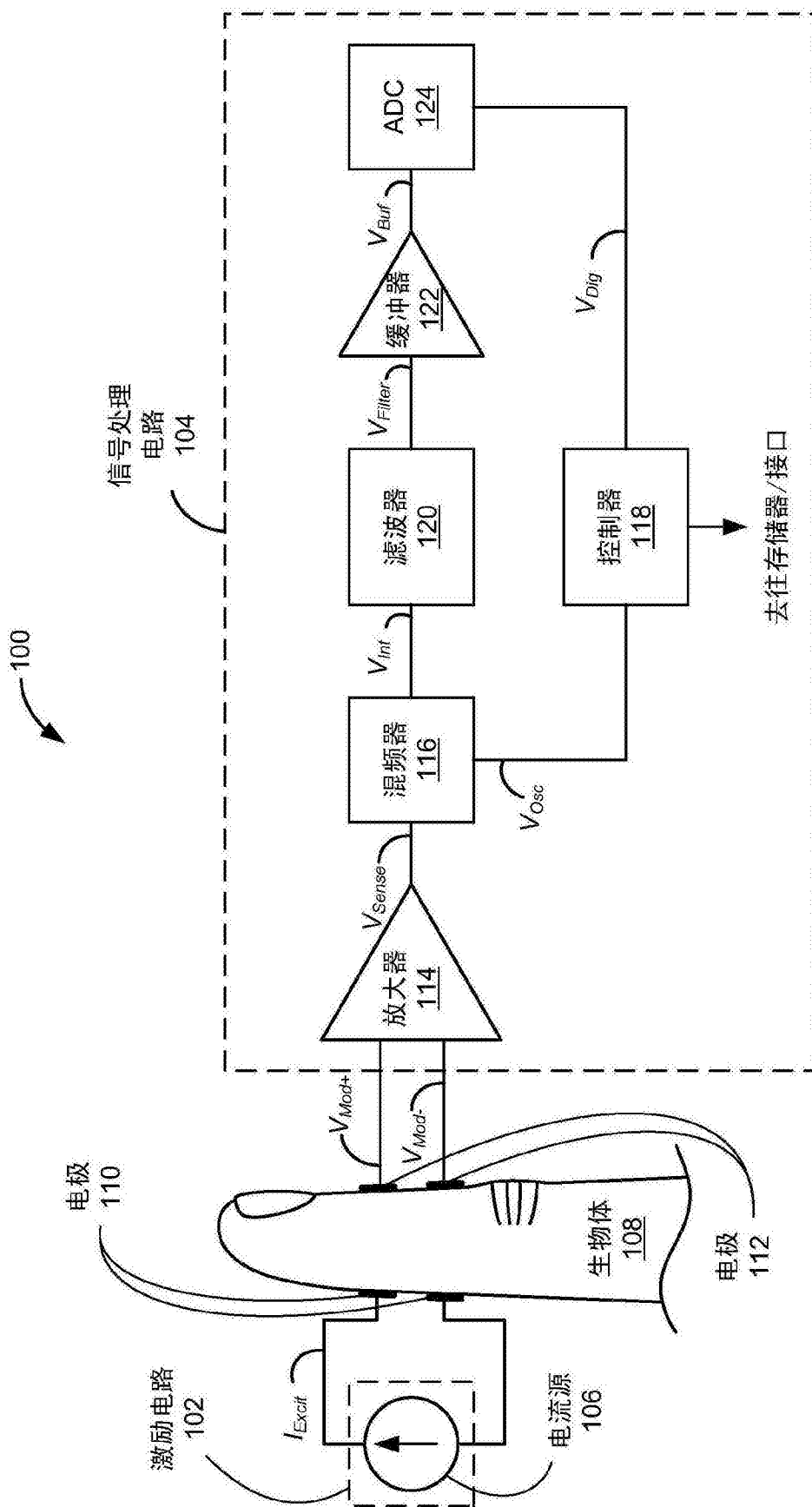


图1

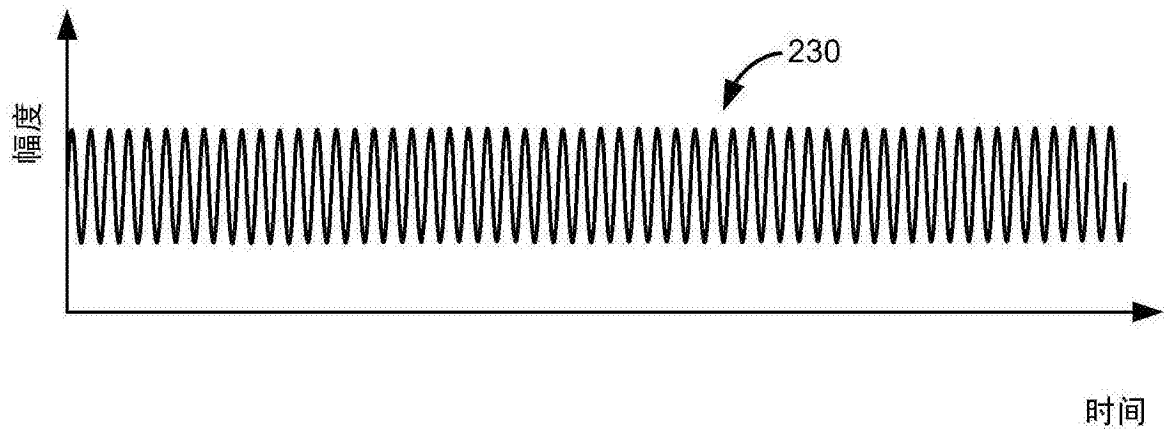


图2A

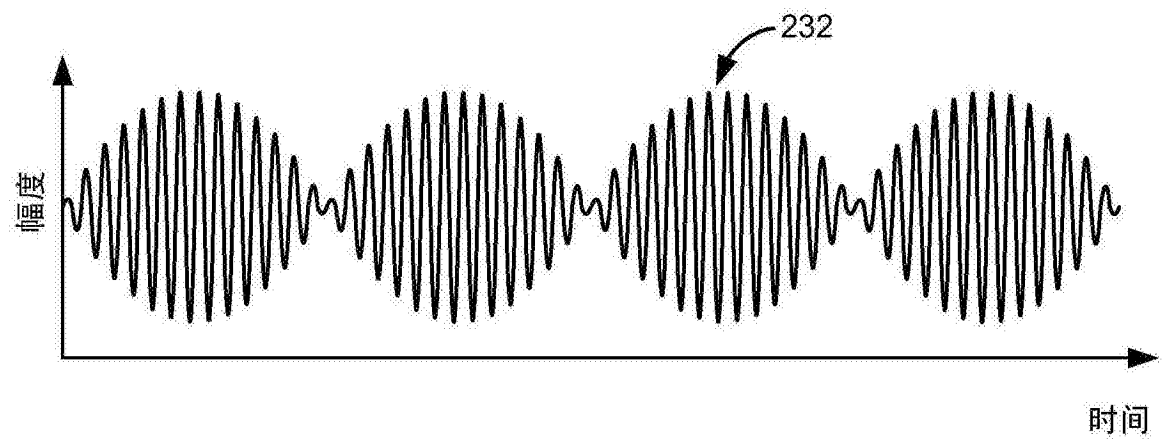


图2B

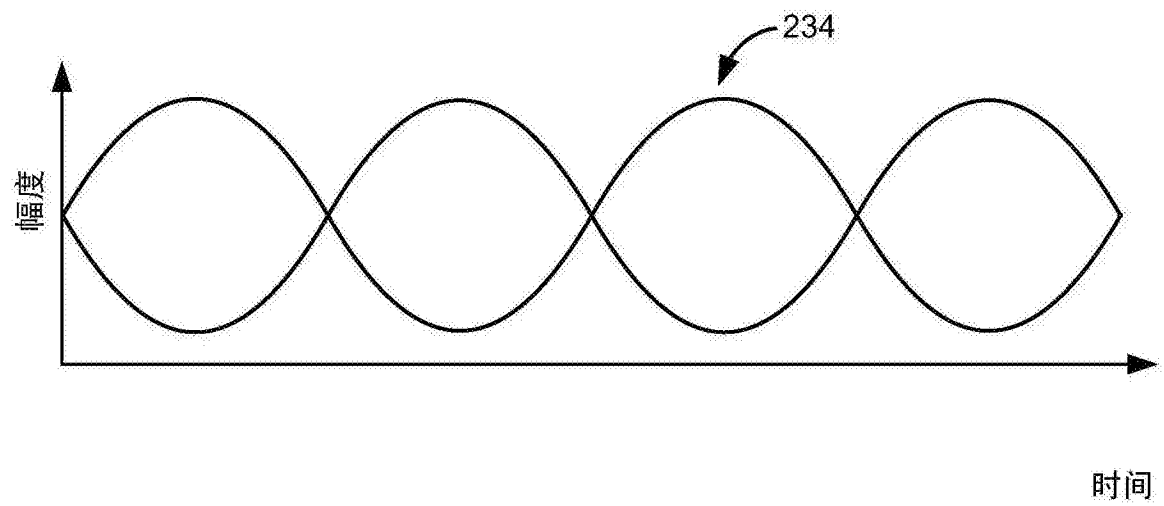


图2C

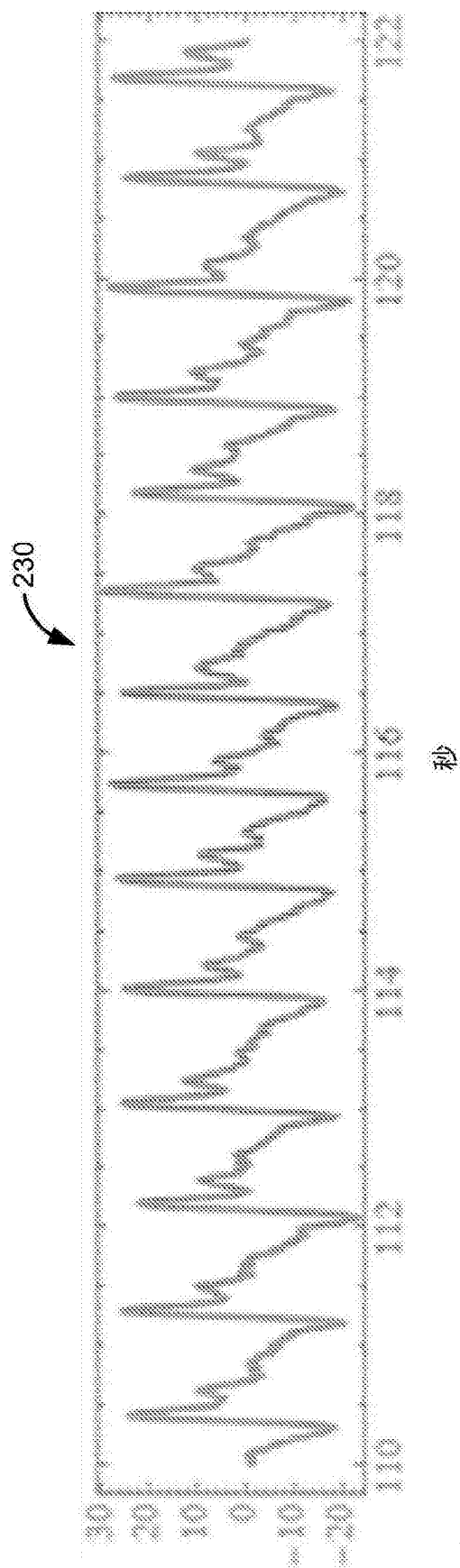


图3

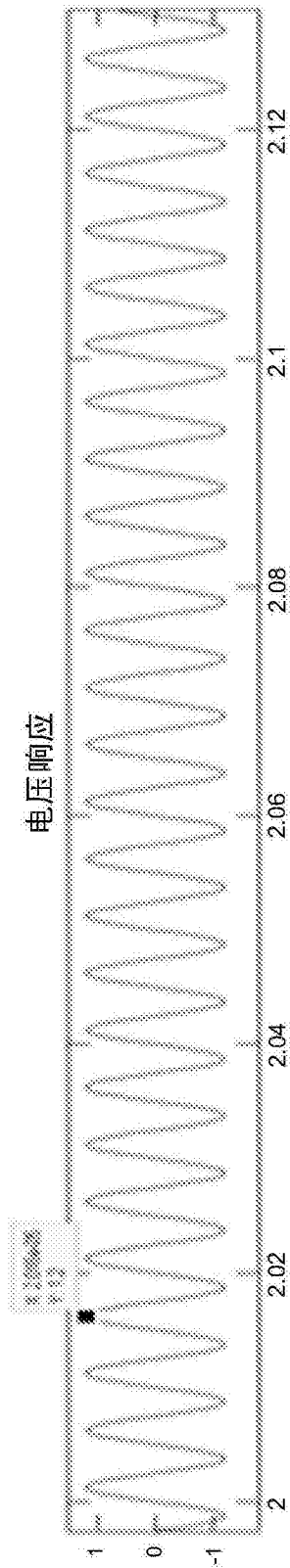


图4A

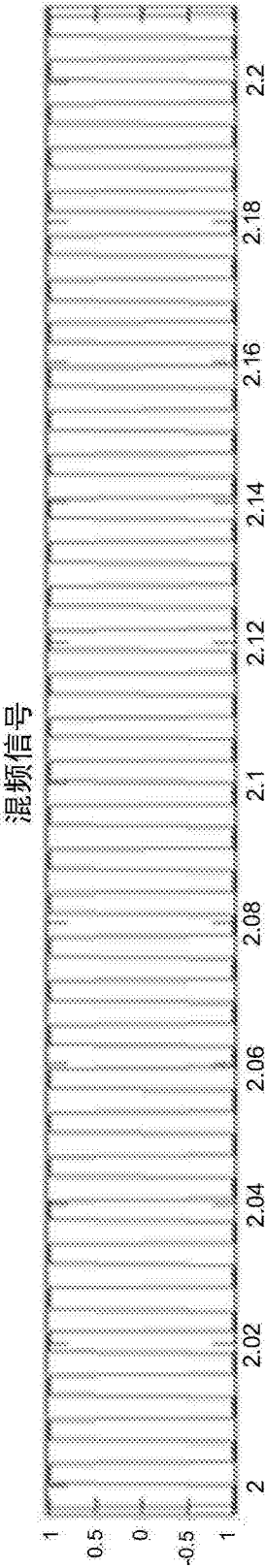


图4B

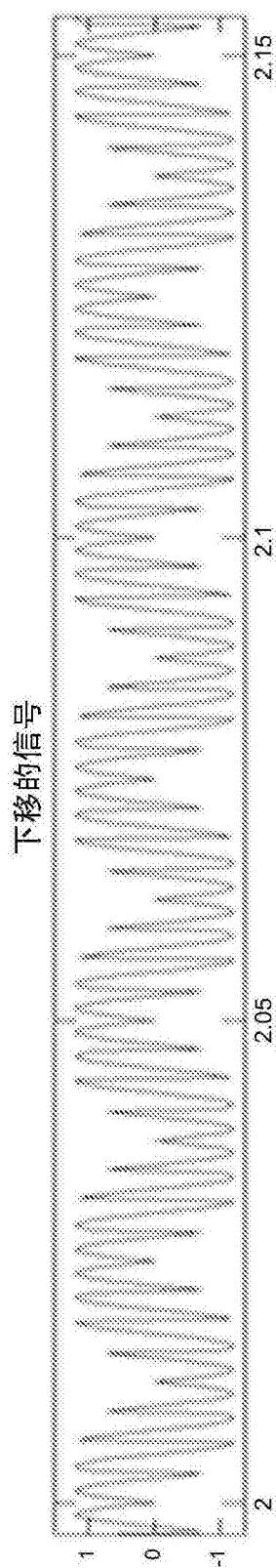


图4C

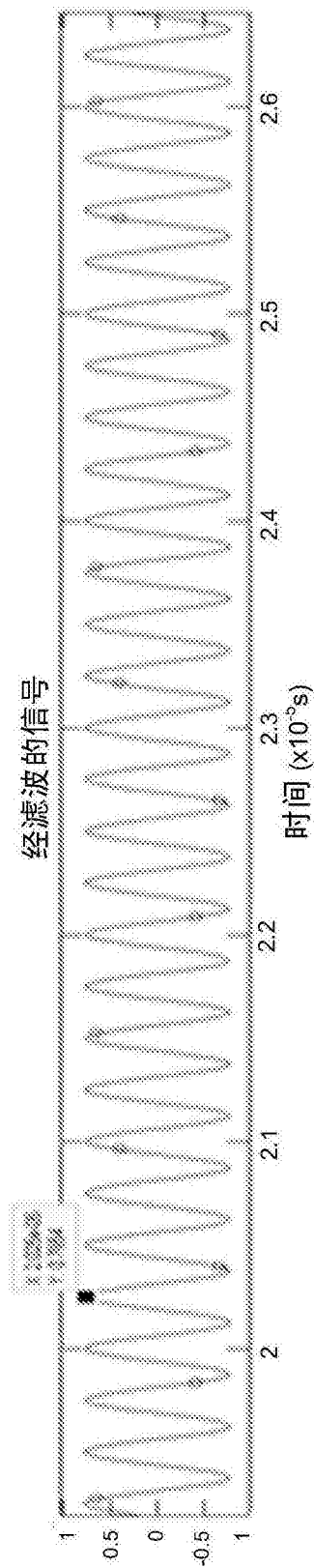


图4D

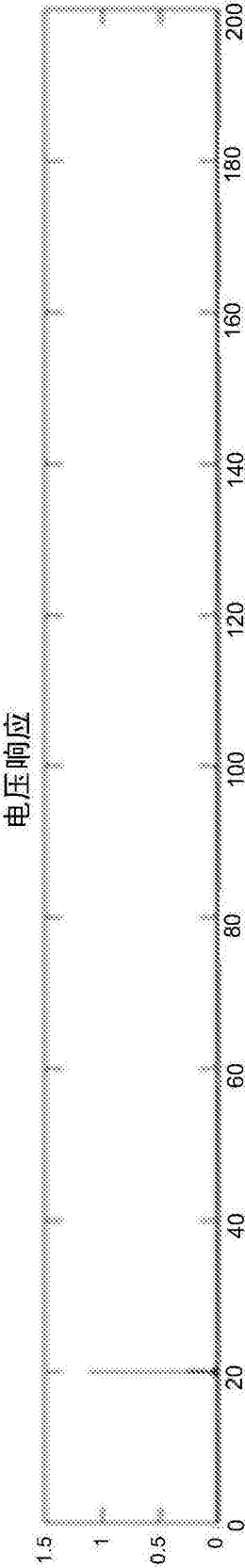


图5A

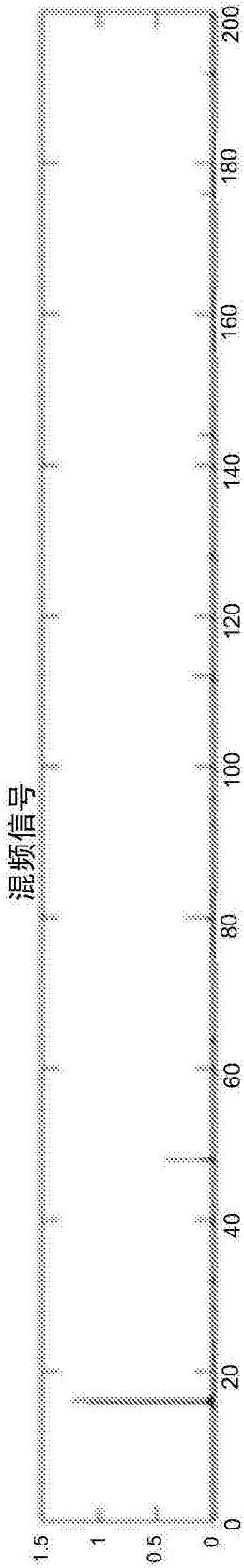


图5B

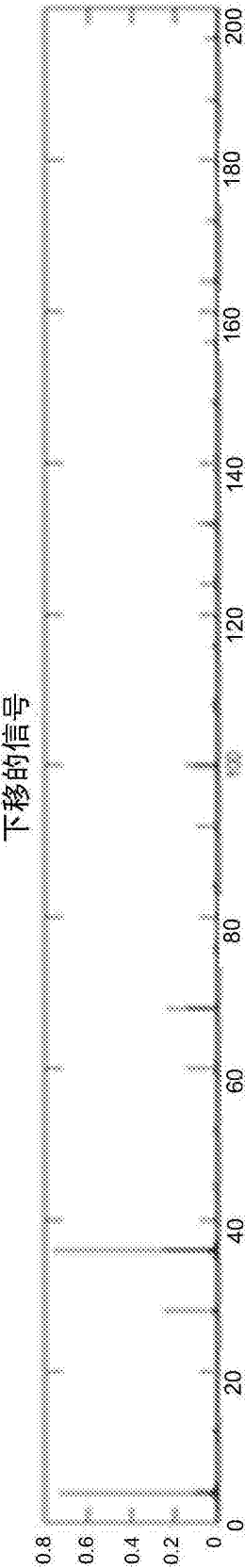


图5C

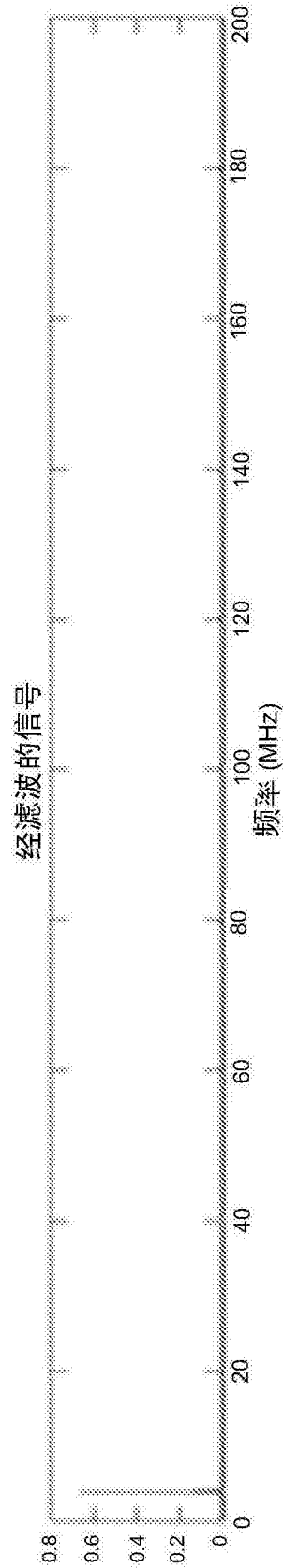


图5D

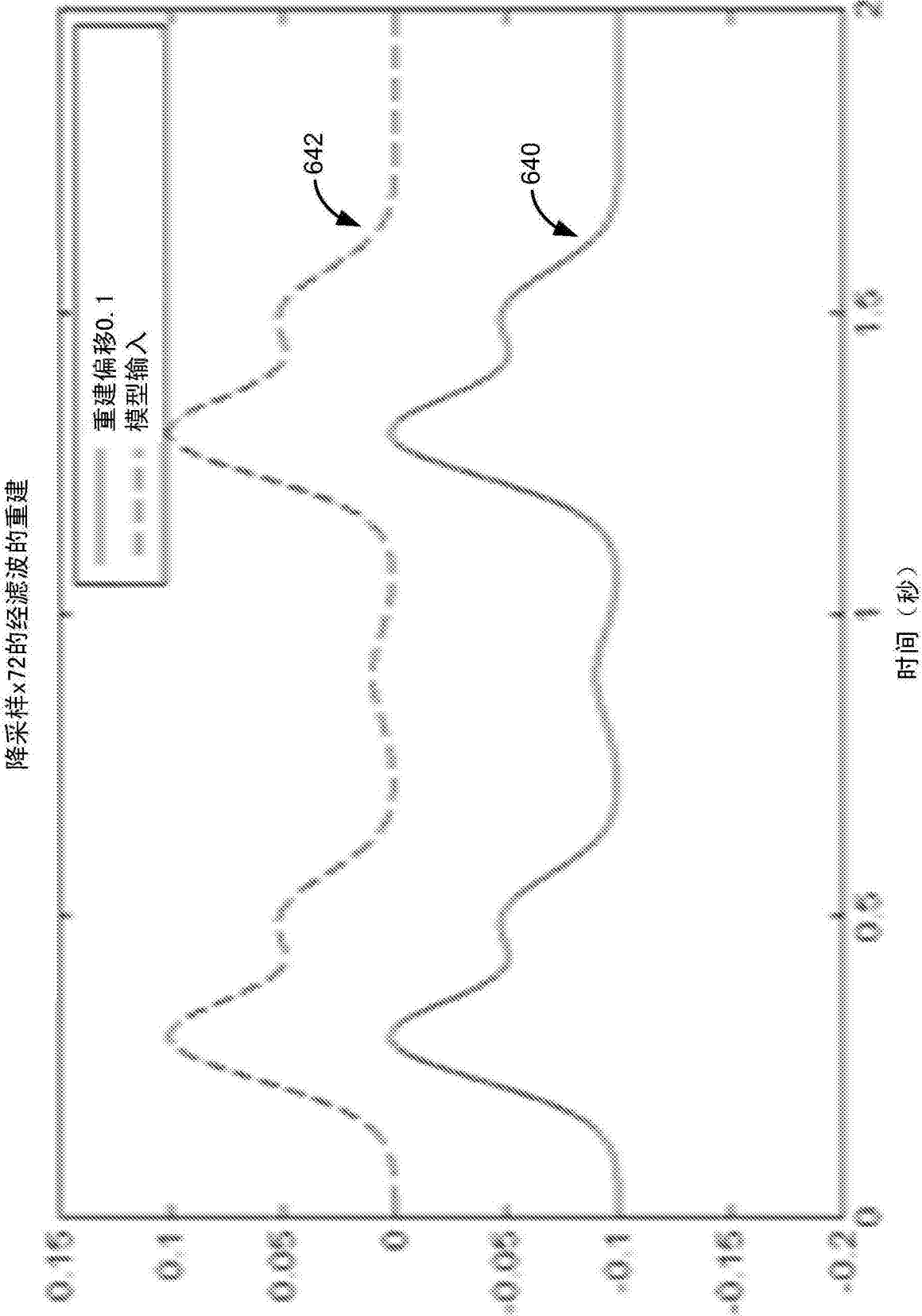


图6

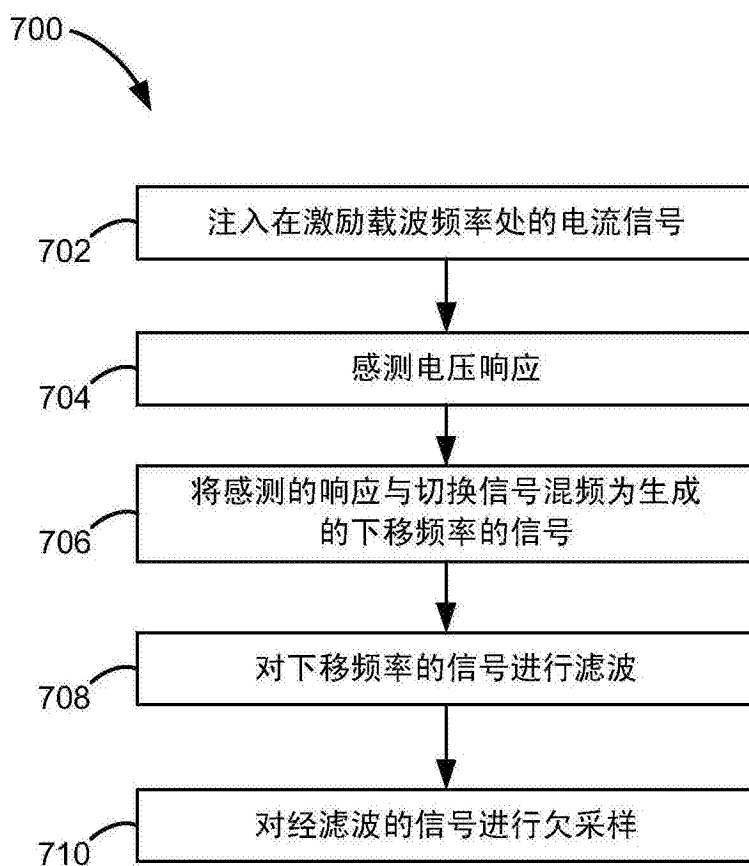


图7

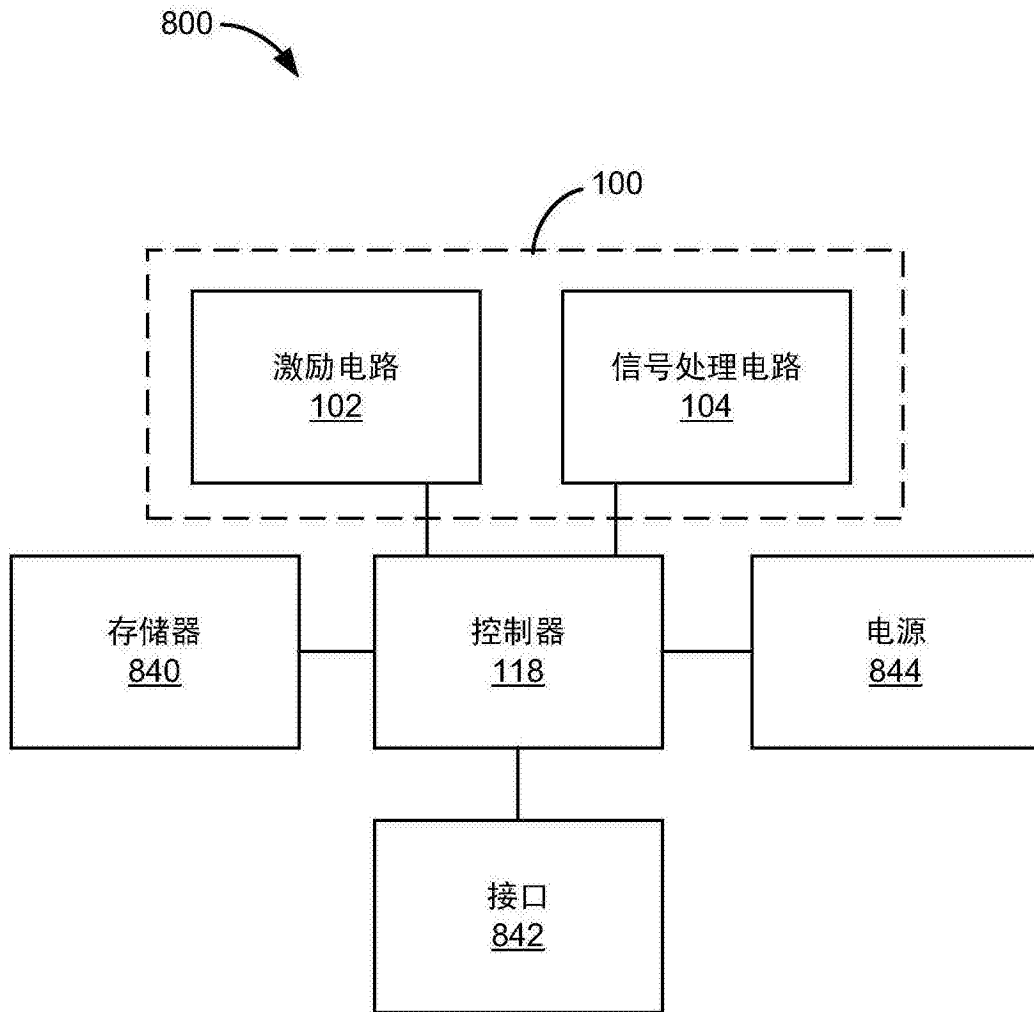


图8

专利名称(译)	阻抗感测		
公开(公告)号	CN107847139A	公开(公告)日	2018-03-27
申请号	CN201680039902.3	申请日	2016-06-13
[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	DB贝克 D B 莱默萨尔 L拉丁		
发明人	D·B·贝克 D·B·莱默萨尔 L·拉丁		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/053 A61B5/021 A61B5/0295		
CPC分类号	A61B5/021 A61B5/0295 A61B5/0535 A61B5/6825 A61B5/7225 A61B5/6801 A61B5/725 A61B2560/0214 A61B2562/04 A61B5/053		
代理人(译)	张扬 王英		
优先权	14/795703 2015-07-09 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本公开内容提供了用于在阻抗感测应用中执行信号处理、以及具体而言用于从幅度调制信号恢复出数据的系统、方法和装置。在一个方面，设备包括感测电路，所述感测电路是可操作的以感测具有载波频率的幅度调制信号。设备还包括混频器，所述混频器是可操作的以将幅度调制信号与具有混频频率的混频信号进行混频，以提供具有小于载波频率的中频的下移频率信号。设备还包括滤波器，所述滤波器是可操作的以对下移频率信号进行滤波以提供经滤波的信号。设备还包括采样器，所述采样器是可操作的以在欠采样频率处来对经滤波的信号进行欠采样以提供数字信号，数字信号表示调制的信号。

