



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 102215746 B

(45)授权公告日 2017.03.01

(21)申请号 200880131961.9
 (22)申请日 2008.09.15
 (65)同一申请的已公布的文献号
 申请公布号 CN 102215746 A
 (43)申请公布日 2011.10.12
 (85)PCT国际申请进入国家阶段日
 2011.05.13
 (86)PCT国际申请的申请数据
 PCT/SG2008/000349 2008.09.15
 (87)PCT国际申请的公布数据
 W02010/030238 EN 2010.03.18
 (73)专利权人 新加坡南洋理工大学
 地址 新加坡新加坡
 (72)发明人 W·赛尔 Z·于 F·杨
 (74)专利代理机构 北京市中咨律师事务所
 11247
 代理人 赵鹏华 杨晓光

(51)Int.Cl.
 A61B 5/0245(2006.01)
 (56)对比文件
 US 2008/0077015 A1,2008.03.27,
 US 2006/0100530 A1,2006.05.11,
 D.W.Bliss et al.Multiple-Input
 Multiple-Output(MIMO) Radar and Imaging:
 Degrees of Freedom and Resolution.
 《Conference on Signals,Systems and
 Computers,2004. Conference Record of the
 Thirty-Seventh Asilomar》.2003,第1卷第54-
 59页.
 审查员 谢楠

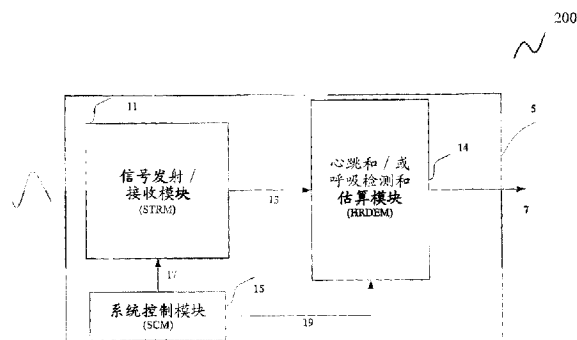
权利要求书2页 说明书13页 附图8页

(54)发明名称

用于检测心跳和/或呼吸的方法

(57)摘要

提供一种检测心跳和/或呼吸的方法。提供的方法包括:接收波信号;以及使用心跳和/或呼吸模型分析接收的波信号,从而提供指示接收的波信号是否表示心跳和/或呼吸的结果信号。



1. 一种检测心跳和/或呼吸的方法,所述方法包括:
对于发射波信号进行波束形成;
发射要被反射的波束形成后的发射波信号;
对使用多个天线接收的波信号进行波束形成,其中所述接收的波信号包括反射的波信号;以及
使用心跳和/或呼吸模型以分析单元来分析接收的波信号,从而提供指示所述接收的波信号是否表示心跳和/或呼吸的结果信号并提供心率和/或呼吸率的估算;
其中分析接收的波信号包括:对于与所述接收的波信号相关的信号执行自回归分析,从而生成自回归参数,以及使用所述自回归参数来对于与所述接收的波信号相关的所述信号执行频谱变换,其中使用根据所述频谱变换获得的变换的信号的分量来提供所述心率和/或呼吸率的估算,所述变换的信号的分量的频率处于预定频率范围内。
2. 如权利要求1所述的方法,
其中所述预定频率阈值在0.5Hz至3Hz的范围内。
3. 如权利要求1所述的方法,
其中所述预定频率阈值在0.2Hz至1Hz的范围内。
4. 如权利要求1所述的方法,
其中所述频率变换是傅立叶变换。
5. 如权利要求1所述的方法,
其中所生成的自回归参数是最佳估算的回归参数。
6. 如权利要求1所述的方法,
其中所述接收的波信号是电磁波信号。
7. 如权利要求6所述的方法,
其中所述电磁波信号是连续波电磁波信号。
8. 如权利要求6所述的方法,
其中所述电磁波信号具有从传感器设备发射的无线电波信号的范围内的频率。
9. 如权利要求6所述的方法,
其中所述接收的波信号是通过反射调制的发射波信号。
10. 如权利要求9所述的方法,
其中经由生物进行所述反射。
11. 如权利要求10所述的方法,
其中基于生物的心壁和胸部的运动调制所述发射波信号。
12. 如权利要求6所述的方法,
其中分析所述接收的波信号包括解调所述接收的波信号。
13. 一种用于检测心跳和/或呼吸的设备,所述设备包括:
包括多个天线的发射器单元,所述多个天线被配置为发射要被反射的波信号;
接收器单元,包括多个天线,所述多个天线被配置为接收波信号,其中所述接收的波信号包括反射的波信号;
第一波束形成单元,被配置为对接收的反射的发射波信号进行波束形成;
第二波束形成单元,被配置为对发射的波信号进行波束形成;以及

分析单元,被配置为使用心跳和/或呼吸模型分析接收的波信号,从而提供指示接收的波信号是否表示心跳和/或呼吸的结果信号并提供心率和/或呼吸率的估算,

其中所述分析单元被配置为对于与所述接收的波信号相关的信号执行自回归分析,从而生成自回归参数,以及使用所述自回归参数来对于与所述接收的波信号相关的所述信号执行频谱变换,其中使用根据所述频谱变换获得的变换的信号的分量来提供所述心率和/或呼吸率的估算,所述变换的信号的分量的频率处于预定频率范围内。

14.如权利要求13所述的设备,其中所述接收的波信号是电磁波信号。

用于检测心跳和/或呼吸的方法

技术领域

[0001] 本发明实施例涉及例如无线感测的电子感测领域。通过实例,本发明实施例涉及用于检测心跳和/或呼吸的方法,以及相应的设备。

背景技术

[0002] 电子感测用于生物医学领域很长时间,执行例如监视心率和监视呼吸率的功能。电子感测还用于例如电子测谎器系统、恐怖分子扫描、通过监视对象脉搏率的运动员健康监视。

[0003] 在大部分的上述实例中,典型地经由“有线”装置执行电子感测。在这种情况下,电线或电缆从附于对象身体的传感器连接至处理系统,所述处理系统将处理和解释来自传感器的电信号,以显示关于所监视的特征(例如心率、呼吸率和脉搏率)的读数。然而,对于一些应用,“有线”装置难以实现或不便于实际使用。

[0004] 近来,经由无线装置的电子感测已考虑用于估算例如心率和/或呼吸率。在这种情况下,在使用无线装置估算心率和/或呼吸率时遇到的一个难题是,由于胸部的心跳和呼吸运动而产生的反射无线电波信号通常很弱。尽管可以通过增加发射信号的功率来增加反射信号的振幅,但是这对于对象的健康造成负面影响。因此,增加发射信号的功率不是一个实用的方案。

[0005] 典型地,生物医学领域中的电子感测利用具有很低功率的无线电波信号。

[0006] 为了增加在相同时间间隔内检测反射无线电信号的可能,可使用高频无线电信号。这是因为反射信号的频率与发射信号的频率相关,其中可通过增加发射信号的频率来增加反射信号的多普勒频率。然而,当在人体内传播时高频信号经历强衰减。因此,在这些应用中,这种关于反射无线电波信号的检测和随后的分析的传统方法的性能并不佳。

[0007] 此外,难以得到心率和/或呼吸率的精确估算,特别当传感器和对象之间存在移动扰动时。这些扰动在接收信号中引入了额外的随机干扰。在一些情形下,这些扰动甚至将导致对心率和/或呼吸率的错误检测。

[0008] 此外,还难以提取人群中特定目标的心率和/或呼吸率。反射信号包括来自人群中几乎所有对象的心跳/呼吸信号。重要的是提取特定对象的反射信号。对于传统方法,这特别困难。

[0009] 可使用本发明的实施例来解决上述问题。

发明内容

[0010] 本发明的一方面,提供一种用于检测心跳和/或呼吸的方法。提供的方法包括:接收波信号;以及使用心跳和/或呼吸模型分析接收的波信号,从而提供指示所述接收的波信号是否表示心跳和/或呼吸的结果信号。

[0011] 本发明的另一方面,提供一种用于检测心跳和/或呼吸的设备。所述设备包括:接收器单元,被配置为接收波信号;以及分析单元,被配置为使用心跳和/或呼吸模型分析接

收的波信号,从而提供指示所述接收的波信号是否表示心跳和/或呼吸的结果信号。

附图说明

[0012] 在附图中,类似标号通常表示各个视图中的相同部分。附图不必按相同比例,相反,重点在于示出本发明的原理。在以下说明中,参照附图描述本发明的各个实施例,其中:

[0013] 图1A示出根据本发明一个实施例的用于检测心跳和/或呼吸的一种方法的流程图。

[0014] 图1B示出根据本发明一个实施例在上面可实现检测心跳和/或呼吸的方法的系统。

[0015] 图2示出根据本发明一个实施例的无线心率和呼吸率监视(WHRM)设备的框图。

[0016] 图3示出根据本发明一个实施例的信号发射/接收模块(STRM)的框图。

[0017] 图4示出根据本发明一个实施例的信号发射/接收模块(STRM)的第三配置的框图。

[0018] 图5示出根据本发明一个实施例的射频(RF)模块(RM)的框图。

[0019] 图6示出根据本发明一个实施例的发射器波束形成器(TB)模块的框图。

[0020] 图7示出根据本发明一个实施例的接收器波束形成器(RB)模块的框图。

[0021] 图8示出根据本发明一个实施例的心跳和/或呼吸检测和估算模块(HRDEM)的预处理块的框图。

[0022] 图9示出根据本发明一个实施例的实施估算心率和/或呼吸率的第一方法的框图。

[0023] 图10示出根据本发明一个实施例的实施估算心率和/或呼吸率的第二方法的框图。

[0024] 图11示出根据本发明一个实施例的实施估算心率和/或呼吸率的第三方法的框图。

[0025] 图12示出根据本发明一个实施例的实施类贝叶斯滤波器的率估算模块的框图。

[0026] 图13示出根据本发明一个实施例建立的系统。

[0027] 图14示出由从计算机运行的信号处理软件采用的各个功能块的框图。

具体实施方式

[0028] 根据本发明实施例,提供了用于检测心跳和/或呼吸的方法。图1A示出一种用于检测心跳和/或呼吸的方法的流程图150。所述方法包括:在152,接收波信号;以及在154,使用心跳和/或呼吸模型分析接收的波信号,从而提供指示所述接收的波信号是否表示心跳和/或呼吸的结果信号。所述方法还可包括(未示出),在152中接收波信号之前,发射所述波信号。所述方法还可包括:提供呼吸率和/或心率的估算。

[0029] 根据本发明实施例,提供一种用于检测心跳和/或呼吸的设备。提供的设备包括:接收器单元,被配置为接收波信号;以及分析单元,被配置为使用心跳和/或呼吸模型分析接收的波信号,从而提供指示所述接收的波信号是否表示心跳和/或呼吸的结果信号。所述设备可包括:发射器单元,被配置为发射用于所述接收器单元的波信号。所述设备还可提供呼吸率和/或心率的估算。

[0030] 本发明实施例根据从属权利要求示出。

[0031] 图1示地,可如下执行经由无线装置的心率和/或呼吸率的检测。首先,可向对象发

射波信号。接下来,可接收从对象反射的波信号。最后,可对于接收的波信号应用一些信号处理技术,以获得对例如心率和/或呼吸率的估算。

[0032] 由此,在一个实施例中,提供的方法还可包括:提供呼吸率和/或心率的估算。

[0033] 在一个实施例中,使用心跳和/或呼吸模型分析接收的波信号包括:对于与所述接收的波信号相关的信号执行频谱变换;并且使用频率值小于预定频率阈值的变换的信号的分量来提供所述结果信号。在另一实施例中,所述预定频率阈值在大约0.5Hz至大约3Hz的范围内。在另一实施例中,所述预定频率阈值在大约0.2Hz至大约1Hz的范围内。在一个实施例中,所述频率变换是傅立叶变换。

[0034] 在一个实施例中,使用心跳和/或呼吸模型分析接收的波信号包括:对于与所述接收的波信号相关的信号执行回归分析(例如自回归分析),从而生成回归参数;以及使用所述回归参数对于与所述接收的波信号相关的信号执行频谱变换;其中使用频率值在预定频率范围内的变换的信号的分量来提供所述结果信号。

[0035] 在一个实施例中,所述心跳和/或呼吸模型包括类贝叶斯滤波器(Bayesian filter)的心跳和/或呼吸模型。在另一实施例中,所述类贝叶斯滤波器的心跳和/或呼吸模型包括基于卡尔曼滤波器(Kalman filter)(例如扩展的卡尔曼滤波器)的估算方法。

[0036] 在一个实施例中,所述类贝叶斯滤波器的心跳和/或呼吸模型包括基于无迹卡尔曼滤波器(unscented Kalman filter)的估算方法。在另一实施例中,所述类贝叶斯滤波器的心跳和/或呼吸模型包括基于粒子滤波器(Particle filter)的估算方法。

[0037] 在一个实施例中,使用心跳和/或呼吸模型分析接收的波信号包括:对于与接收的波信号相关的信号执行变换;确定包括变换的信号观测信号;以及对于所述观测信号执行统计分析;其中基于所述统计分析的结果提供所述结果信号。

[0038] 在一个实施例中,所述接收的波信号是电磁波信号。在另一个实施例中,所述接收的波信号是连续波电磁波信号。

[0039] 在一个实施例中,所述电磁波信号具有从发射器设备发射的无线电波信号的范围内的频率。在这个实施例中,所述发射器设备可以是但不限于,例如波信号发射器设备。

[0040] 在一个实施例中,提供的方法还包括:对于接收的波信号进行波束形成。在另一个实施例中,提供的方法还包括:发射要被反射的波信号,其中所述接收的波信号包括反射的波信号。

[0041] 在一个实施例中,所述接收的波信号是通过反射调制的发射的波信号。在另一个实施例中,所述接收的波信号是由生物反射的、和通过反射调制的发射的波信号。

[0042] 在一个实施例中,基于生物的心壁和胸部的运动调制所述发射的波信号。在另一个实施例中,所述接收的波信号是通过反射调制的发射的波信号相位。

[0043] 在一个实施例中,提供的方法还包括:对于所述发射的波信号进行波束形成。

[0044] 在一个实施例中,分析所述接收的波信号包括解调所述接收的波信号。

[0045] 在一个实施例中,提供的设备还包括:至少一个天线;以及第一波束形成单元,被配置为对所述接收的波信号进行波束形成。

[0046] 在一个实施例中,提供的设备还包括:发射器单元,被配置为发射要被反射的波信号,其中所述接收的波信号包括反射的波信号。

[0047] 在一个实施例中,提供的设备还包括:第二波束形成单元,被配置为对发射的波信

号进行波束形成。

[0048] 在用于检测心跳和/或呼吸的方法的环境中描述的实施例可类似地用于各个设备,反之亦然。

[0049] 图1B示出根据本发明一个实施例在上面可实现用于检测心跳和/或呼吸的方法的系统100。

[0050] 系统100包括对象1以及无线心率和呼吸率监视(WHRM)设备5。在这个图示中,可在例如无线心率和呼吸率监视(WHRM)设备5上实现用于检测心跳和/或呼吸的方法。

[0051] 无线心率和呼吸率监视(WHRM)设备5的操作可如下描述。

[0052] 无线心率和呼吸率监视(WHRM)设备5首先向对象1发射波信号。在这种情况下,波信号可以是但不限于例如电磁波信号。在一个实施例中,波信号是连续波电磁波信号。

[0053] 然后,无线心率和呼吸率监视(WHRM)设备5接收另一波信号3,这个接收的波信号3可包括例如从对象1反射的发射的波信号。

[0054] 在一个实施例中,接收的波信号3是由对象1反射的和通过所述反射调制的发射的波信号。在另一个实施例中,基于对象1的心壁和胸部的运动调制发射的波信号。在这种环境下,接收的波信号3可包括例如关于心率和/或呼吸率的信息。

[0055] 然后,无线心率和呼吸率监视(WHRM)设备5应用信号处理技术处理接收的波信号3,以获得对于对象1的心率和/或呼吸率的估算。稍后将更详细描述应用的信号处理技术。

[0056] 在结果信号7中提供关于心率和/或呼吸率的数据,结果信号7还指示接收的波信号3是否代表心跳和/或呼吸。

[0057] 图2示出根据本发明一个实施例的无线心率和呼吸率监视(WHRM)设备5的框图200。

[0058] 如图2所示,无线心率和呼吸率监视(WHRM)设备5包括信号发射/接收模块(STRM)11、心跳和/或呼吸检测和估算模块(HRDEM)14和系统控制模块(SCM)15。

[0059] 信号发射/接收模块(STRM)11执行向对象1发射波信号的功能。信号发射/接收模块(STRM)11还执行接收可从对象1反射的(反射)波信号的功能。

[0060] 信号发射/接收模块(STRM)11还向心跳和/或呼吸检测和估算模块(HRDEM)14提供第一信号13。第一信号13可以是但不限于数字信号,其包括例如关于对象1的心率和/或呼吸率的信息。

[0061] 心跳和/或呼吸检测和估算模块(HRDEM)14基于接收的第一信号13执行检测和估算对象1的心率和/或呼吸率的功能。HRDEM 14提供从检测和估算对象1的心率和/或呼吸率得到的结果,作为结果信号7中的数据。

[0062] 系统控制模块(SCM)15向信号发射/接收模块(STRM)11提供第一控制信号17,以及向心跳和/或呼吸检测和估算模块(HRDEM)14提供第二控制信号19。第一控制信号17和第二控制信号19用于分别控制信号发射/接收模块(STRM)11和心跳和/或呼吸检测和估算模块(HRDEM)14的操作。

[0063] 图3示出根据本发明一个实施例的信号发射/接收模块(STRM)11的框图300。

[0064] 如图3所示,信号发射/接收模块(STRM)11包括天线21、射频(RF)模块(RM)23、接收器波束形成器(RB)模块29和发射器波束形成器(TB)模块31。

[0065] 在一个实施例中,信号发射/接收模块(STRM)11可包括多个天线21和多个射频

(RF)模块(RM)23。在这个实施例中,天线标记为21,额外天线标记为21'。同样,射频(RF)模块(RM)标记为23,额外射频(RF)模块(RM)标记为23'。

[0066] 在一个实施例中,天线21可等同于额外天线21'。在另一个实施例中,射频(RF)模块(RM)23可等同于额外射频(RF)模块(RM)23'。

[0067] 在这个图示中,可看出在这个实施例中,波信号3是射频(RF)范围内的电磁波信号。

[0068] 天线21可用于(在发射路径上)发射RF波信号和(在接收路径上)接收RF波信号3。

[0069] 射频(RF)模块(RM)23可用于处理要在发射路径上发射的RF波信号。由此,可从发射器波束形成器(TB)模块31接收第二信号27。然后,可向天线21提供基于第二信号27处理的信号以传输。

[0070] 射频(RF)模块(RM)23还可用于处理在接收路径上接收的RF波信号。由此,由射频(RF)模块(RM)23向接收器波束形成器(RB)模块29提供处理的波信号25来进一步处理。

[0071] 接收器波束形成器(RB)模块29可用于形成到期望方向(例如对象1的方向)的波束,从而可增强接收的RF波信号3。接收器波束形成器(RB)模块29从射频(RF)模块(RM)23接收处理的波信号25,并提供第一信号13作为其输出信号。

[0072] 将处理的波形信号25指示为 $x_i(n)$, $i=1, \dots, L$, 其中L是传感器的数目,作为输出信号的第一信号13表示为

$$[0073] \quad y(n) = \sum_{i=1}^L \sum_{j=1}^J w_{ij} x_i(n-j)$$

[0074] 权重 w_{ij} 根据STRM 11的空间和时间响应来设计。

[0075] 发射器波束形成器(TB)模块31可用于生成向天线21馈送的相应信号,以形成到期望方向(例如对象1的方向)的传输波束。

[0076] 此外,在信号发射/接收模块(STRM)11可包括多个天线21和多个射频(RF)模块(RM)23的实施例中,可能存在多个第二信号27和多个处理的波信号25。在这个实施例中,第二信号标记为27,额外的第二信号标记为27'。类似地,处理的波信号标记为25,额外的处理的波信号标记为25'。

[0077] 在一个实施例中,第二信号27可等同于额外的第二信号27'。在另一个实施例中,处理的波信号25可等同于额外的处理的波信号25'。

[0078] 此外,应注意,信号发射/接收模块(STRM)11可以不同的配置来安排。

[0079] 在第一种配置中,信号发射/接收模块(STRM)11可被安排为多个发射器、多个接收器的系统。换句话说,如图3所示,信号发射/接收模块(STRM)11可包括多个天线21和多个射频(RF)模块(RM)23。

[0080] 在这个配置中,通过使用接收器波束形成器(RB)模块29和发射器波束形成器(TB)模块31,可使得发射的RF波信号集中和指向对象1,并且接收的RF波信号可由多个天线21以高方向性和高天线增益来接收(即具有增强的信噪比(SNR))。

[0081] 可看出,通过控制接收器波束形成器(RB)模块29和发射器波束形成器(TB)模块31,由此,这个配置具有对于信号发射和信号接收灵活的优点。然而,这个配置具有以下缺陷:其具有高实现复杂度和高实现成本。

[0082] 在第二配置中,信号发射/接收模块(STRM)11可安排为单个发射器、多个接收器的

系统。如图3所示,在这个配置中,信号发射/接收模块(STRM)11可包括多个天线21和多个射频(RF)模块(RM)23。然而,在这个配置中,仅一个射频(RF)模块(RM)23具有接收路径和发射路径,而其他射频(RF)模块(RM)23可仅具有接收路径(即,没有发射路径)。

[0083] 第二配置具有以下优点:多个天线21可用于增强接收的RF波信号3,即,接收的RF波信号可由多个天线21以高方向性和高天线增益来接收(即具有增强的信噪比(SNR))。此外,这个配置可用于集中来自例如可能处于人群中的对象1的接收的RF波信号3。此外,这个配置的实现成本低于第一配置的实现成本。

[0084] 图4示出根据本发明一个实施例的信号发射/接收模块(STRM)11的第三配置的框图400。

[0085] 在第三配置中,信号发射/接收模块(STRM)11可安排为单个天线的系统,如图4所示,其包括一个天线21和一个射频(RF)模块(RM)23。

[0086] 在这个配置中,例如接收器波束形成器(RB)模块29可以是处理从波信号25到第一信号13的定向连接。换句话说,第一信号13可以是处理的波信号25。

[0087] 此外,在这个配置中,例如发射器波束形成器(TB)模块31可以是单个输出端的系统。由此,可能不实现发射器波束形成器(TB)模块31的内部线性滤波器(将稍后相对于图6更详细讨论)。

[0088] 第三配置具有低实现成本的优点。然而,第三配置不具有增强接收的波信号3的能力。

[0089] 图5示出根据本发明一个实施例的射频(RF)模块(RM)23的框图500。

[0090] 如图5所示,射频(RF)模块(RM)23包括双工器33、功率放大器35、调制器37、数模转换器(D/A)39、振荡器41、模数转换器(A/D)43、解调器45和低噪声放大器47。

[0091] 双工器33可用于控制天线21的操作模式。如先前所述,天线21可用于(在发射路径上)发射RF波信号和(在接收路径上)接收RF波信号3。在这个情境下,对于发射操作模式,双工器33可用于切换天线21,从而天线21连接至发射路径上的相应组件,即放大器35。另一方面,对于接收操作模式,双工器33可用于切换天线21,从而天线21连接至接收路径上的相应组件,即低噪声放大器47。

[0092] 沿着发射路径的组件可包括功率放大器35、调制器37和数模转换器(D/A)39。以下可描述沿着发射路径的信号流。

[0093] 由射频(RF)模块(RM)23从发射器波束形成器(TB)模块31接收的第二信号27是数字信号。数模转换器(D/A)39将第二信号27转换成模拟信号61。

[0094] 接下来,调制器37将模拟信号61调制成高频载波信号63,以获得生成的调制信号59。随后,功率放大器35放大生成的调制信号59的振幅。随后,将放大的信号51经由双工器33馈送至天线21。

[0095] 补充说明,从图5可看出,高频载波信号63是由振荡器41提供至调制器37以及(在接收路径上的)解调器,即高频载波信号63可在发射和接收路径上使用。

[0096] 此外,应注意,由于高频载波信号的穿透深度根据高频载波信号的频率而改变,所以高频载波信号63的频率 f_c 可根据指定应用来选择。在一个实施例中,高频载波信号63的频率 f_c 可以在例如大约100MHz至4GHz的范围内。

[0097] 现在转到接收路径,沿着接收路径的组件可包括模数转换器(A/D)43、解调器45和

低噪声放大器47。以下可描述沿着接收路径的信号流。

[0098] 经由双工器33将来自天线21的接收信号53提供至低噪声放大器47。低噪声放大器47放大接收信号53的振幅。

[0099] 随后,向解调器45提供放大的接收信号55。解调器45使用参考高频信号63处理放大的接收信号55,以便获得解调的基带信号57。应注意,一般地,解调的基带信号57的频率分量通常相比于高频载波信号的频率 f_c 是明显更低的频率。

[0100] 接下来,模数转换器(A/D)43可用于采样并将解调的基带信号57转换成处理的波信号25。在这个情境下,处理的波信号25可以是例如数字基带信号。处理的波信号25可用于进一步的数字处理。

[0101] 此外,由模数转换器(A/D)43执行的对解调的基带信号57进行的采样处理可以但不限于,例如,单信道采样处理、或I-Q信道采样处理。

[0102] 图6示出根据本发明一个实施例的发射器波束形成器(TB)模块31的框图600。

[0103] 发射器波束形成器(TB)模块31包括信号生成器77和至少一个线性滤波器81。

[0104] 在一个实施例中,发射器波束形成器(TB)模块31可包括多个线性滤波器81。在这个实施例中,线性滤波器标记为81,额外的线性滤波器标记为81'。在另一实施例中,线性滤波器81可等同于额外的线性滤波器81'。

[0105] 信号生成器77可用于生成发射波信号83。至少一个线性滤波器81可接收和过滤发射波信号83,并且可提供第二信号27。

[0106] 此外,在发射器波束形成器(TB)模块31可包括多个线性滤波器81的实施例中,可存在多个第二信号27。在这个实施例中,第二信号标记为27,额外的第二信号标记为27'。在一个实施例中,第二信号可等同于额外的第二信号27'。

[0107] 作为图示性实例,在存在N个线性滤波器81的情况下,发射器波束形成器(TB)模块31可生成N个第二信号27,以馈送天线21,来形成例如向期望方向的传输波束。

[0108] 应注意,可使用第一控制信号17控制至少一个线性滤波器81的响应。例如,可使用传统方法来设计至少一个线性滤波器81的响应。

[0109] 作为示例性实例,可将至少一个线性滤波器81设计为具有不同延迟时间的时移滤波器。这样的线性滤波器的响应可表示为:

$$[0110] \quad h(k) = \frac{\sin(\pi(k-D)T_s)}{\pi(k-D)T_s}, k=0, \dots, K(1)$$

[0111] 其中D是时间延迟, T_s 是采样间隔。此外,K可选择为大于D的值。应注意,要使用的各个值可通过试验来确定,以实现期望的性能。

[0112] 此外,如果使用均匀线性阵列(ULA),则可通过以下等式确定对于第i信道的延迟时间 D_i :

$$[0113] \quad D_i = \frac{i \cdot d \cdot \cos \theta}{c} \quad (2)$$

[0114] 其中d是阵列的元素间距离,c是无线电波信号的速度。

[0115] 然后,可确定每个信道的延迟。接下来,可计算每个FIR滤波器 $h(k)$ 的冲击响应,以操纵波束朝向特定方向 θ 。

[0116] 图7示出根据本发明一个实施例的接收器波束形成器(RB)模块29的框图700。

[0117] 接收器波束形成器(RB)模块29包括至少一个线性滤波器67和加法器单元69。

[0118] 在一个实施例中,接收器波束形成器(RB)模块29可包括多个线性滤波器67。在这个实施例中,线性滤波器标记为67,额外的线性滤波器标记为67'。在另一实施例中,线性滤波器67可等同于额外的线性滤波器67'。

[0119] 至少一个线性滤波器67中的每个从相应的射频(RF)模块(RM)23接收处理的波信号25。至少一个线性滤波器67中的每个可过滤处理的波信号25,并且可输出过滤的波信号65。

[0120] 接收器波束形成器(RB)模块29的输出信号(即第一信号13) $y(n)$ 是处理的波信号25的抽头延迟(tap-delayed)信号采样 $x_i(n)$ 的加权和,即,

$$[0121] \quad y(n) = \sum_{i=1}^L \sum_{j=1}^J w_{ij} x_i(n-j)$$

[0122] 此外,在接收器波束形成器(RB)模块29可包括多个线性滤波器67的实施例中,可存在多个处理的波信号25和多个过滤的波信号65。在这个实施例中,处理的波信号标记为25,额外的处理的波信号标记为25'。同样,过滤的波信号标记为65,额外的过滤的波信号标记为65'。

[0123] 在一个实施例中,处理的波信号25可等同于额外的处理的波信号25'。在另一实施例中,过滤的波信号65可等同于额外的过滤的波信号65'。

[0124] 加法器单元69可以对来自各个至少一个线性滤波器67的所有过滤的波信号65求和,以形成第一信号13。

[0125] 作为图示性实例,在存在N个线性滤波器67的实施例中(相应地,N个处理的波信号25和N个过滤的波信号65),加法器单元69可对N个过滤的波信号65求和,以形成第一信号13。

[0126] 应注意,可使用第一控制信号17来控制至少一个线性滤波器67。可设计至少一个线性滤波器67的响应,以最大化例如第一信号13的信噪比(SNR)。第一控制信号17也可用于例如控制阵列波束图朝向特定方向。

[0127] 此外,至少一个线性滤波器67的滤波器响应可以是固定的或自适应地调整。

[0128] 此外,向心跳和/或呼吸检测和估算模块(HRDEM)14提供的第一信号13可包括心率和/或呼吸率的多普勒频率信息。

[0129] 接下来,讨论心跳和/或呼吸检测和估算模块(HRDEM)14的三个不同方案。在每个方案中,可使用不同的心率和/或呼吸率估算方法。

[0130] 第一方法基于快速傅立叶变换(FFT)技术。这个方案具有以下优点:其方案非常简单和低成本。然而,这个方法仅具有低频率分析分辨率,不适用于设备和对象(例如人)之间的扰动。

[0131] 第二方法基于用于高分辨率分析的自回归(AR)模型。这个方法具有更高频率分辨率。然而,这个方法提供的频率分辨率仍旧不适用于设备和人之间的扰动。

[0132] 第三方法基于信号模型和观测信号的状态空间表示。在一个实施例中,可使用类似卡尔曼滤波器的处理系统,以提取具有高分辨率的心率/呼吸率。这个方法具有以下优点:其提供的高频率分辨率能够处理设备与人之间的扰动。然而,这个方法还具有以下优点:相比于上述其它方法,其具有更高的计算负载。

[0133] 图8示出根据本发明一个实施例的心跳和/或呼吸检测和估算模块(HRDEM)14的预处理块91的框图800。

[0134] 预处理块91可对第一信号13应用信号处理技术,以获得预处理的信号13'。在这个情况下,预处理的信号13'可以是更加适合于随后处理的形式。

[0135] 预处理块91包括低通有限冲激响应(FIR)滤波器模块93和下采样模块95。

[0136] 低通有限冲激响应(FIR)滤波器模块93可用于去除第一信号13中的高频分量,以形成过滤的第一信号97。

[0137] 下采样模块95可用于降低过滤的第一信号97的采样率。例如,过滤的第一信号97的采样率可减少到原来的1/2或4/5。

[0138] 图9示出根据本发明一个实施例的估算心率和/或呼吸率的第一方法的实施的框图900。

[0139] 如先前所述,估算心率和/或呼吸率的第一方法可基于快速傅立叶变换(FFT)技术。

[0140] 估算心率和/或呼吸率的第一方法的实施包括串并转换器模块100、零添加模块102、快速傅立叶变换(FFT)模块104和率提取模块106。

[0141] 串并转换器模块100可将接收的预处理信号13'转换成例如具有长度N的信号块108。

[0142] 零添加模块102可随后对于块信号108添加N'个零(在块信号的末尾),以形成新的块信号110。补充说明,新的块信号110的长度为N+N'。

[0143] 接下来,快速傅立叶变换(FFT)模块104可对于新的块信号110应用傅立叶变换操作,并且向率提取模块106提供输出信号112。傅立叶变换可用数学表达式表示为:

$$[0144] \quad X(k) = \sum_{n=0}^{N+N'-1} x(n) e^{-j \frac{2\pi}{N+N'} nk} \quad (3)$$

[0145] 其中x(n)是零添加的信号矢量。索引k是频率索引,即,第k个频率段(bin)等同于频率 $kf_s/(N+N')$,其中 f_s 是采样率。

[0146] 补充说明,在实践中,可以按例如已知为快速傅立叶变换(FFT)的更有效形式实现傅立叶变换的计算。

[0147] 率提取模块106可根据第一信号13'的采样率以及心跳和呼吸信号的传统频带选择低频带的输出信号112的波峰。率提取模块106提供输出作为结果信号7。

[0148] 图10示出根据本发明一个实施例的估算心率和/或呼吸率的第二方法的实施的框图1000。

[0149] 如先前所述,估算心率和/或呼吸率的第二方法可基于用于高分辨率分析的自回归(AR)模型。

[0150] 估算心率和/或呼吸率的第二方法的实施包括延迟模块120、减法模块122、最佳权重计算模块124、率提取模块126和有限冲激响应(FIR)滤波器模块128。

[0151] 假定,接收的预处理的信号13'是通过自回归(AR)模型生成的信号。由此,预处理的信号13'x(n)可表示为:

$$[0152] \quad x(n) = \sum_{k=1}^p a_k x(n-k) + v(n) \quad (4)$$

[0153] 其中 $\{a_k\}$ 是自回归(AR)模型参数, $v(n)$ 是处理噪声。

[0154] 延迟模块120可接收预处理的信号13',并且可输出延迟的第一信号130。

[0155] 有限冲激响应(FIR)滤波器模块128可接收预处理的信号13',并且可输出第三信号 $y(n)$ 136。第三信号 $y(n)$ 136可表示为:

$$[0156] \quad y(n) = \sum_{k=1}^p a_k x(n-k) \quad (5)$$

[0157] 减法模块122可从延迟的第一信号130减去第三信号 $y(n)$ 136,以形成误差信号 $e(n)$ 132,可表示为:

$$[0158] \quad e(n) = x(n) - \sum_{k=1}^p a_k x(n-k) \quad (6)$$

[0159] 最佳权重计算模块124可计算有限冲激响应(FIR)滤波器模块128的滤波器系数(138)。用于计算有限冲激响应(FIR)滤波器模块128的滤波器系数(138)的算法可以是但不限于,例如,线性预测系数(LPC)算法、最小均方(LMS)和递归最小二乘(RLS)算法。

[0160] 最佳权重计算模块124也可提供自回归(AR)模块参数 $\{a_k\}$ 134的最佳估算。用于提供自回归(AR)模块参数 $\{a_k\}$ 134的最佳估算的算法可以是但不限于,例如,线性预测系数(LPC)算法、最小均方(LMS)和递归最小二乘(RLS)算法。

[0161] 作为图示性实例,使用最小均方(LMS)算法,可获得自回归(AR)模块参数 $\{a_k\}$ 134的最佳估算为:

$$[0162] \quad a_k \leftarrow a_k + \mu e(n) x(n-k) \quad (7)$$

[0163] 其中 μ 是步长大小。

[0164] 例如,用于提供自回归(AR)模块参数 $\{a_k\}$ 134的最佳估算的其他算法(例如线性预测系数(LPC)算法和递归最小二乘(RLS)算法)也可应用于诸如例如减少计算负载的情形中或块处理模式的特定应用中。

[0165] 率计算模块126接收计算的自回归(AR)模块参数 $\{a_k\}$ 134,并如下计算第一信号13'的频谱:

$$[0166] \quad P(\omega) = \frac{\sigma_n^2}{\sum_{k=1}^p a_k e^{j\omega T}} \quad (8)$$

[0167] 其中 σ_n^2 是处理噪声的方差, T 是采样率。

[0168] 然后,可从结果信号7的功率频谱 $P(\omega)$ 提取心率和/或呼吸率。在这个情境下,频谱波峰对应于心率和/或呼吸率。

[0169] 图11示出根据本发明一个实施例的估算心率和/或呼吸率的第三方法的实施的框图1100。

[0170] 如先前所述,估算心率和/或呼吸率的第三方法可基于信号模型和观测信号的状态空间表示。

[0171] 估算心率和/或呼吸率的第三方法的实施包括类贝叶斯滤波器的率估算模块160。

类贝叶斯滤波器的率估算模块160接受第一信号13作为输入,以及生成结果信号7作为输出。

[0172] 在这个实施中,假定在对象1和天线21之间存在扰动。因此,接收的信号波3中的结果多普勒频率信息不仅包括由心跳和/或呼吸引起的频率分量,而且还有对象1和天线21之间的扰动。

[0173] 通常,在处理期间不知道所述扰动。然而,所述扰动的方差可通过试验估算,或者可通过先验知识给出。由此,这个实施能够估算具有未知扰动的心率和/或呼吸率。

[0174] 接下来,更详细讨论用于类贝叶斯滤波器的率估算的信号模型160。

[0175] 图12示出根据本发明一个实施例的类贝叶斯滤波器的率估算模块160的实施的框图1200。

[0176] 类贝叶斯滤波器的率估算模块160包括观测噪声模块150、信号模型模块152、状态噪声模块154、加法器模块156和延迟模块158。

[0177] 观测噪声模块150可生成观测噪声信号 $w(n)$ 162,并将其提供至信号模型模块152。

[0178] 状态噪声模块154可生成扰动信号 $v(n)$ 166,并将其提供至加法器模块156。

[0179] 加法器模块156可将接收的扰动信号 $v(n)$ 166与延迟的多普勒信号 $f_h(n-1)$ 170相加,以获得多普勒信号 $f_h(n)$ 168,即

$$[0180] \quad f_h(n) = f_h(n-1) + v(n) \quad (9)$$

[0181] 然后,将多普勒信号 $f_h(n)$ 168提供至信号模型152和延迟模块158。多普勒信号 $f_h(n)$ 包含关于心率和/或呼吸率的数据。

[0182] 延迟模块158可以从接收的多普勒信号 $f_h(n)$ 168生成延迟的多普勒信号 $f_h(n-1)$ 170,并将其提供至加法器模块156。

[0183] 信号模型模块152可基于接收的观测噪声信号 $w(n)$ 162和接收的多普勒信号 $f_h(n)$ 168生成观测信号 $y(n)$ 164。更详细地,多普勒信号 $f_h(n)$ 168控制观测信号 $y(n)$ 164的自回归(AR)模型参数 $\{a_k\}$ 。由此,观测信号 $y(n)$ 164可表示为:

$$[0184] \quad y(n) = g(f_h(n)) + w(n) \quad (10)$$

[0185] 其中 $g(f_h(n))$ 是信号模型152的函数。可理解,根据信号处理的观点,观测信号 $y(n)$ 164等同于图8的预处理信号13'。

[0186] 补充说明,函数 $g(f_h(n))$ 通常是非线性。此外,应注意,类贝叶斯滤波器的率估算方法可基于观测信号 $y(n)$ 164和信号模型152 $f_h(n)$ 。

[0187] 考虑 $y(n)$ 是 $f_h(n)$ 的非线性函数,例如扩展的卡尔曼滤波器算法、无迹卡尔曼滤波器算法或粒子滤波器算法的估算方法可用于估算 $y(n)$ 。此外,由于函数 $f_h(n)$ 是线性的,并且仅函数 $g(x)$ 是非线性的,则无迹卡尔曼滤波器算法是实践中用作估算方法的适当选择。

[0188] 频率 $f_h(n)$ 的估算可描述如下。

[0189] 初始化

$$[0190] \quad f_h(0) = 60 \quad P(0) = 0.1 \quad (11)$$

[0191] 应注意,可将任意值用作初始值。初始值可不同于等式(11)中所示。

[0192] 接下来,对于迭代 $k \in 1, \dots, \infty$,计算如下。

[0193] Sigma点的计算

$$[0194] \quad F(k-1) = \begin{bmatrix} \hat{f}_h(k-1) & \hat{f}_h(k-1) + \gamma\sqrt{\mathbf{P}(k-1)} & \hat{f}_h(k-1) - \gamma\sqrt{\mathbf{P}(k-1)} \end{bmatrix} \quad (12)$$

[0195] 时间更新

$$[0196] \quad F^*(k|k-1) = F(k-1)$$

$$[0197] \quad \hat{f}_h^-(k) = \sum_{i=0}^{2L} W_i^{(m)} F_i^*(k|k-1)$$

$$[0198] \quad \mathbf{P}^-(k) = \sum_{i=0}^{2L} W_i^{(e)} [F_i^*(k|k-1) - \hat{f}_h^-(k)] [F_i^*(k|k-1) - \hat{f}_h^-(k)]^T + \sigma_v^2$$

$$[0199] \quad F(k|k-1) = \begin{bmatrix} \hat{f}_h^-(k) & \hat{f}_h^-(k) + \gamma\sqrt{\mathbf{P}^-(k)} & \hat{f}_h^-(k) - \gamma\sqrt{\mathbf{P}^-(k)} \end{bmatrix}$$

$$[0200] \quad Y_{(k|k-1)} = g(F(k|k-1))$$

$$[0201] \quad \hat{y}_k^- = \sum_{i=0}^{2L} W_i^{(m)} Y_i(k|k-1) \quad (13)$$

[0202] 测量更新

$$[0203] \quad \mathbf{P}_y = \sum_{i=0}^{2L} W_i^{(e)} [Y_i(k|k-1) - \hat{y}_k^-] [Y_i(k|k-1) - \hat{y}_k^-]^T + \sigma_n^2$$

$$[0204] \quad \mathbf{P}_f = \sum_{i=0}^{2L} W_i^{(e)} [F_i^*(k|k-1) - \hat{f}_h^-(k)] [Y_i(k|k-1) - \hat{y}_k^-]^T$$

$$[0205] \quad \mathbf{K}(k) = \mathbf{P}_f \mathbf{P}_y^{-1}$$

$$[0206] \quad \hat{f}_h(k) = \hat{f}_h^-(k) + \mathbf{K}(k)(y_k - \hat{y}_k^-)$$

$$[0207] \quad \mathbf{P}(k) = \mathbf{P}^-(k) - \mathbf{K}^2(k) \mathbf{P}_y \quad (14)$$

[0208] 其中 $W_0^{(m)} = \frac{\lambda}{(L+\lambda)}$, $W_0^{(e)} = \frac{\lambda}{(L+\lambda)} + (1 - \alpha^2 + \beta)$ 和 $W_i^{(e)} = W_i^{(m)} = \frac{1}{2(L+\lambda)}$, $i = 1, \dots, 2L$, 以及 σ_n^2 、 σ_v^2 分别是观测噪声和处理噪声的方差。在迭代处理中可使用函数 $g(x) = \sin(2\pi xt)$ 。估算的心率可由 $\hat{f}_h(k)$ 的估算给出。

[0209] 图13示出根据本发明一个实施例建立的系统1300。

[0210] 在系统1300中,使用一个收发器,该收发器使用发射器单元E02用于发射RF信号以及接收器单元E03用于接收从对象E01反射的波信号。RF信号生成器E04输出以例如24GHz的频率运行的正弦波。从发射器单元E02发射生成的正弦波信号。从对象E01反射发射的波信号的一部分,其中在反射信号中包含关于对象E01的心跳和/或呼吸的信息。

[0211] 由于心壁、胸壁的运动和/或人体的扰动,反射信号的频率可改变。改变的频率称为多普勒频率。这个反射信号由接收器单元E03接收,以及在乘法器E05中与从发射器单元E02发射的原始发射信号的参考副本相乘。

[0212] 接收的波信号(即反射信号)在带通滤波器(BPF)E06中经过滤波,从而从BPF E06输出含有关于“多普勒频率”的数据的信号。来自BPF E06的输出信号由放大器E07放大,在这个实施例中,后者可以是具有增益大约为100的二阶操作放大器。将放大的信号馈送至数据采集系统E08(例如由“国家仪器(NI)”制造),这由从计算机E09运行的信号处理软件控

制。

[0213] 图14示出由从计算机E09运行的信号处理软件采用的各个功能块(E11至E15)的框图1400(见图13)。

[0214] 来自放大器E07的放大信号(见图13)通过数据采集系统E08经过例如以1KHz的速率和16比特ADC分辨率的采样。

[0215] 采样的数字信号E10首先馈送至低通滤波器(LPF)E11,这使用Matlab中的滤波器设计工具箱来设计。在滤波之后,信号通过下采样单元E12以因子100来下采样。在实践性实施中,对于这个大小的下采样因子,优选地,将下采样分解成若干更小的因子,例如 $100=5 \times 5 \times 4$ 。对于每次滤波和下采样过程,仅实现5或4次下采样。

[0216] 将具有采样率10Hz的下采样信号馈送至基于AR模型的频谱分析单元E13。基于AR模型的频谱分析单元E13的阶数可以是4。通过基于AR模型的频谱分析单元E13获得的估算的信号频谱,频谱波峰定位单元E14定位频谱波峰。定位估算的信号频谱中的最强波峰,其中具有高频的波峰提供关于对象E01的心跳的数据(见图13),而具有低频的波峰提供关于呼吸率的数据(见图13)。然后,将波峰位置变换成心率和/或呼吸率,并在显示单元E15中显示。

[0217] 尽管参照特定实施例特别示出和描述了本发明,但是本领域普通技术人员应理解,在不脱离由所附权利要求定义的本发明的精神和范围的情况下,可以在形式和细节上做出各种改变。因此,本发明的范围由所附权利要求定义,并且因此涵盖在权利要求等同物的含义和范围内的所有改变。

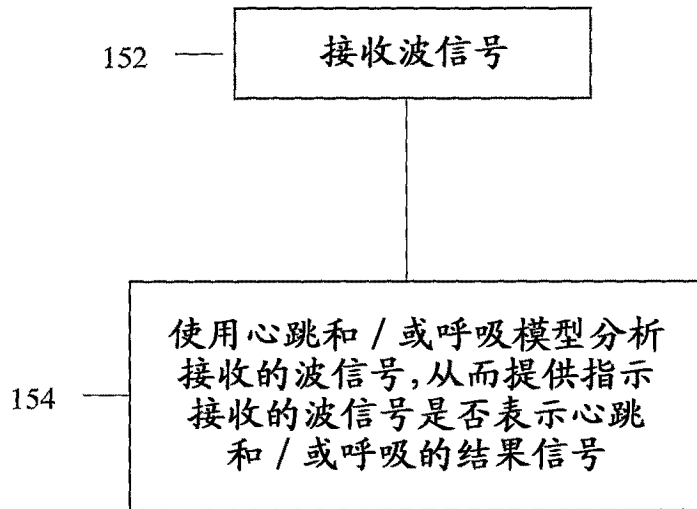


图1A

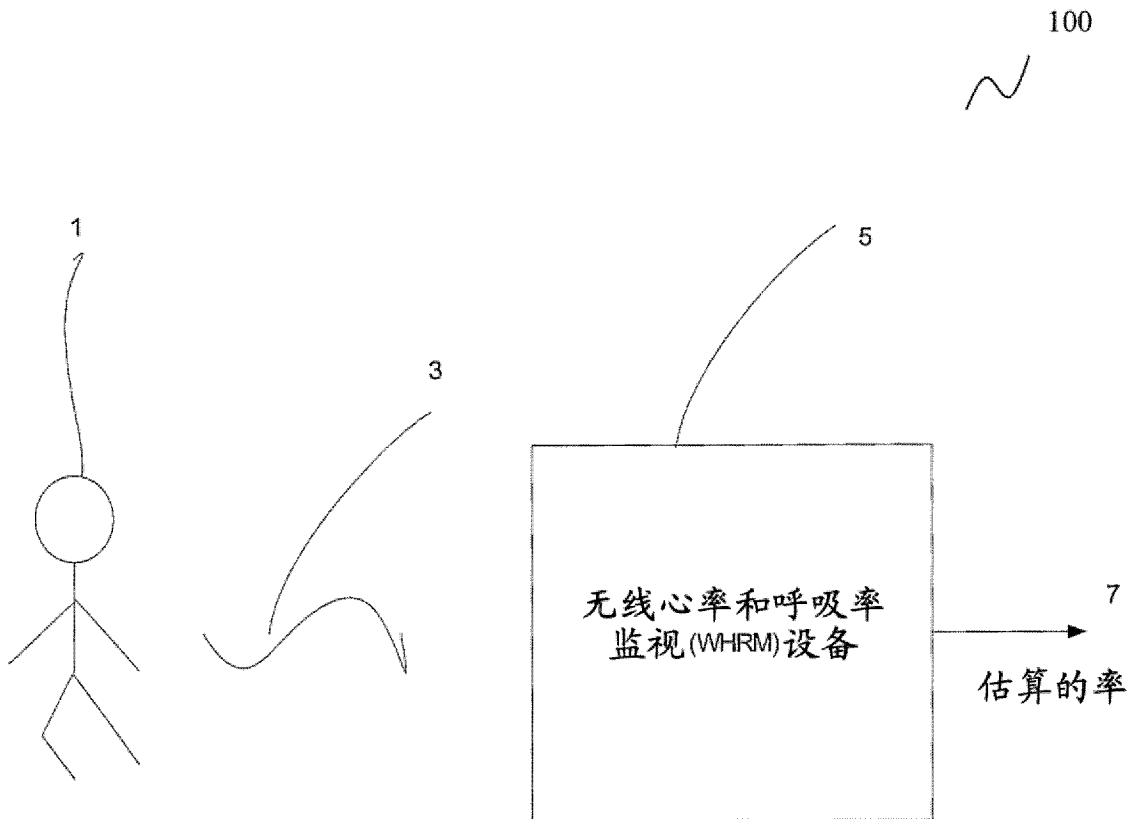


图1B

200

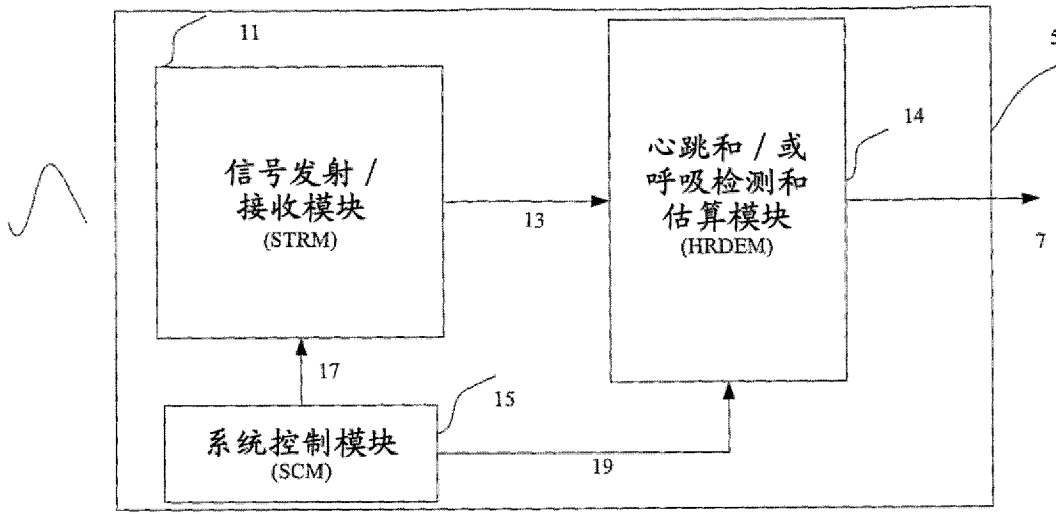


图2

300

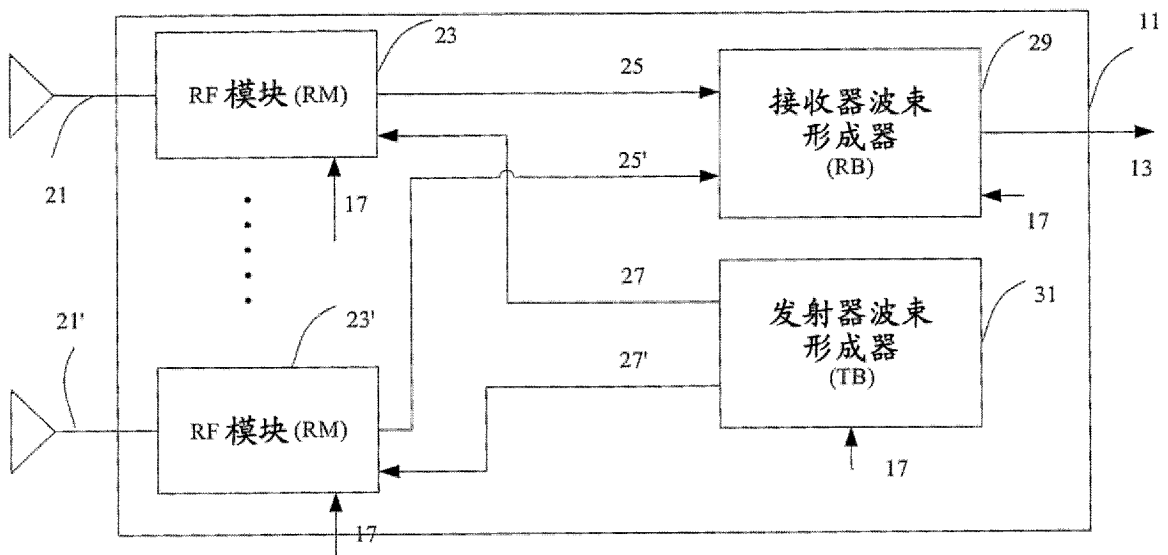


图3

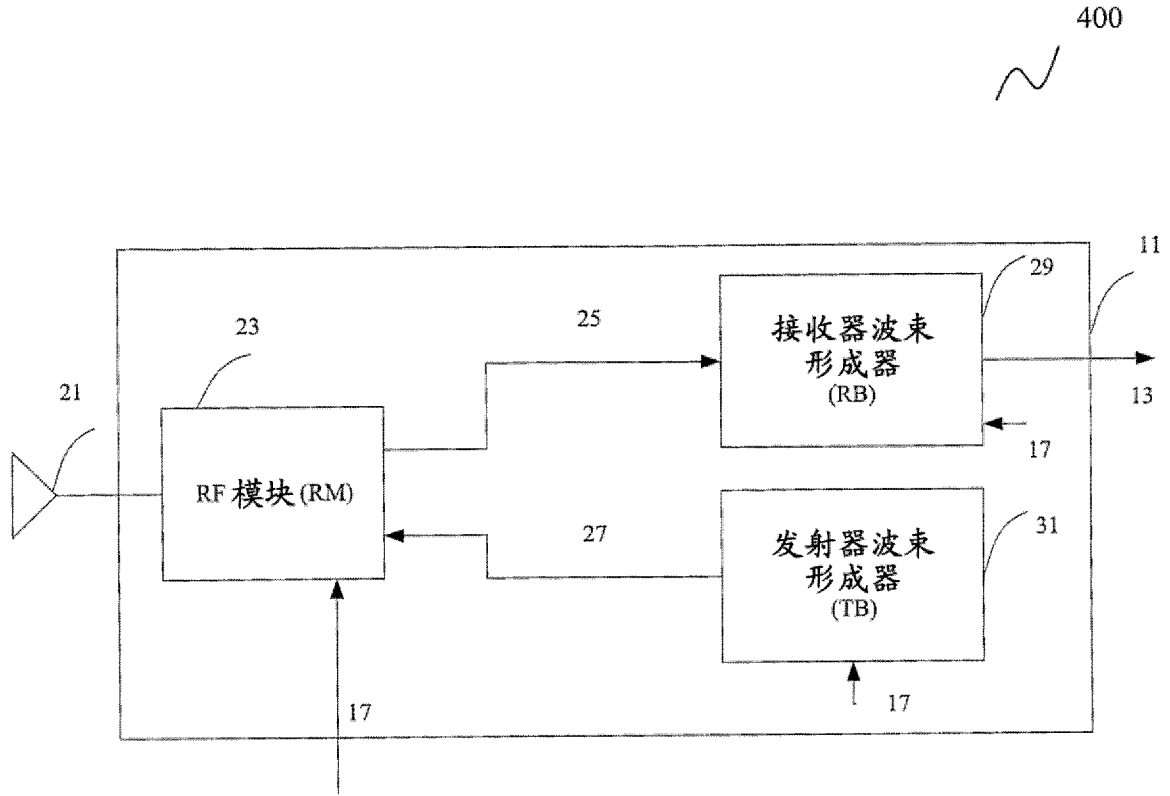


图4

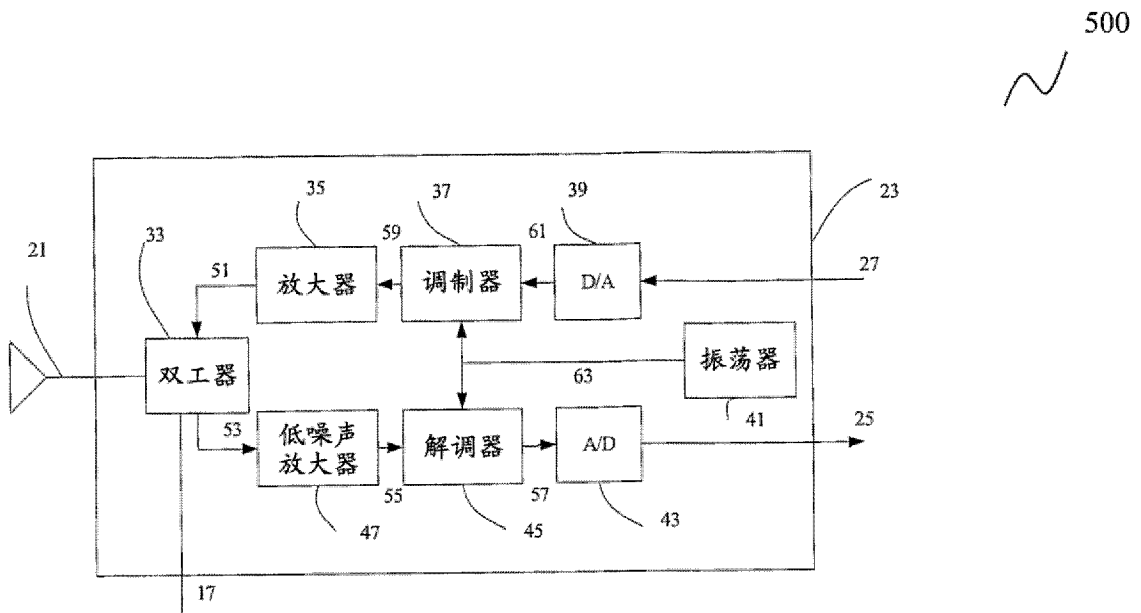


图5

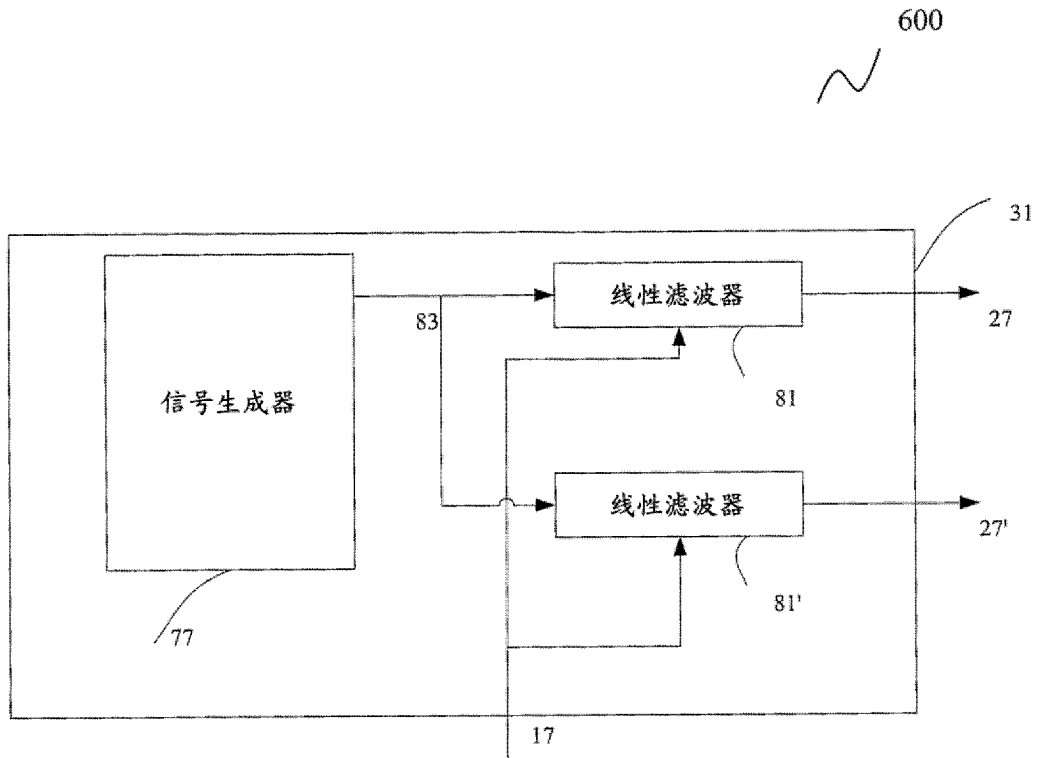


图6

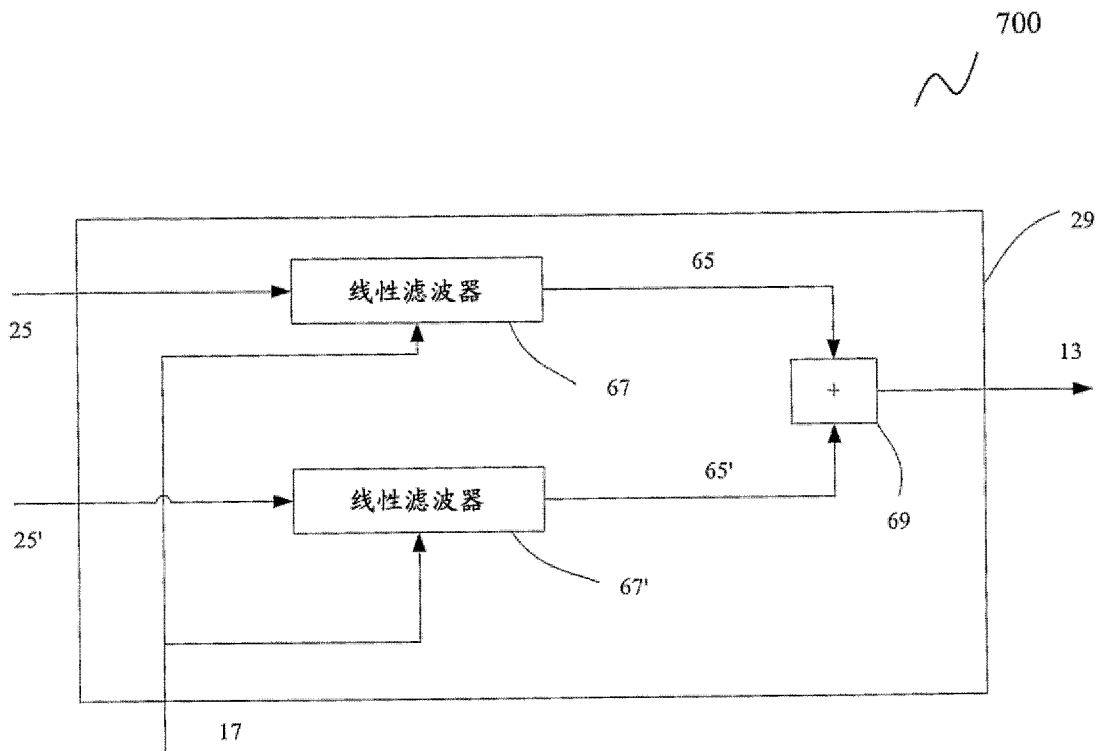


图7

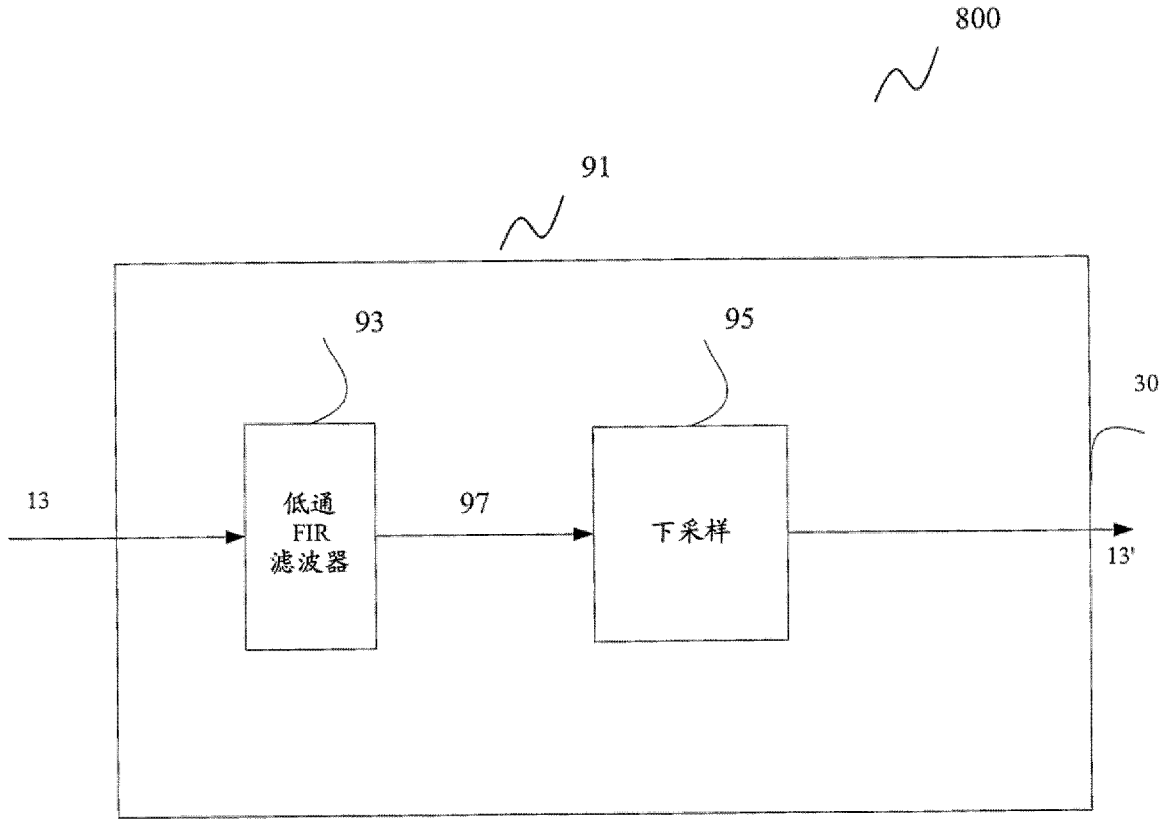


图8

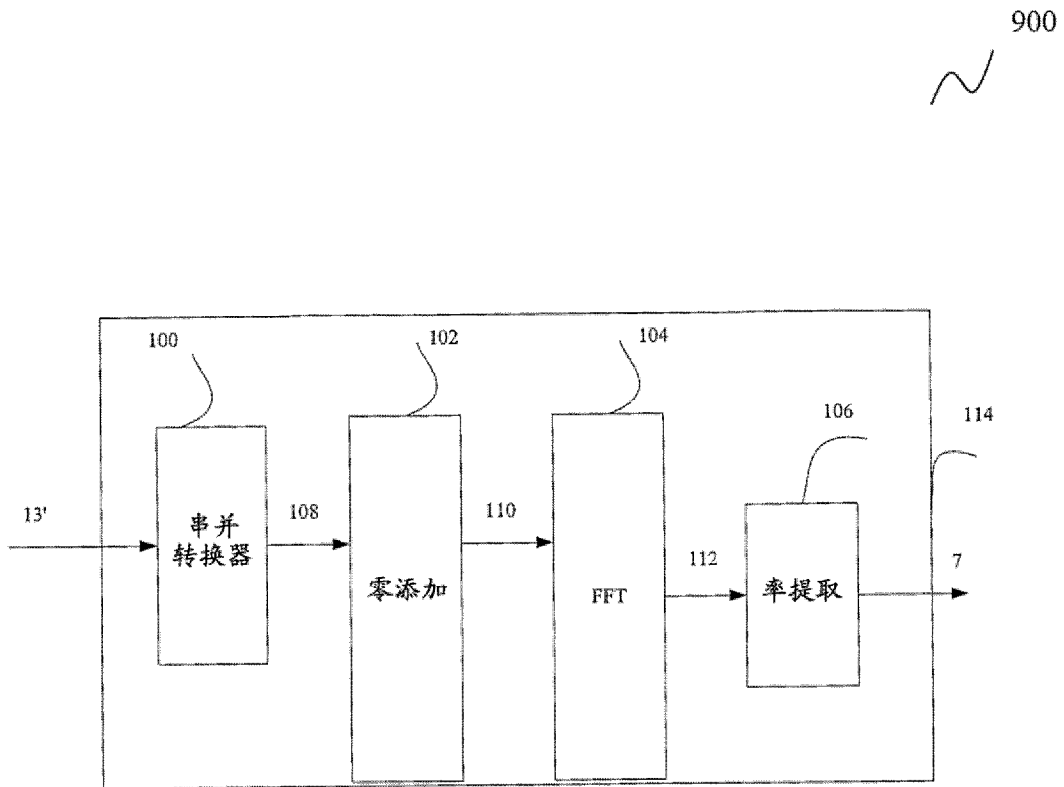


图9

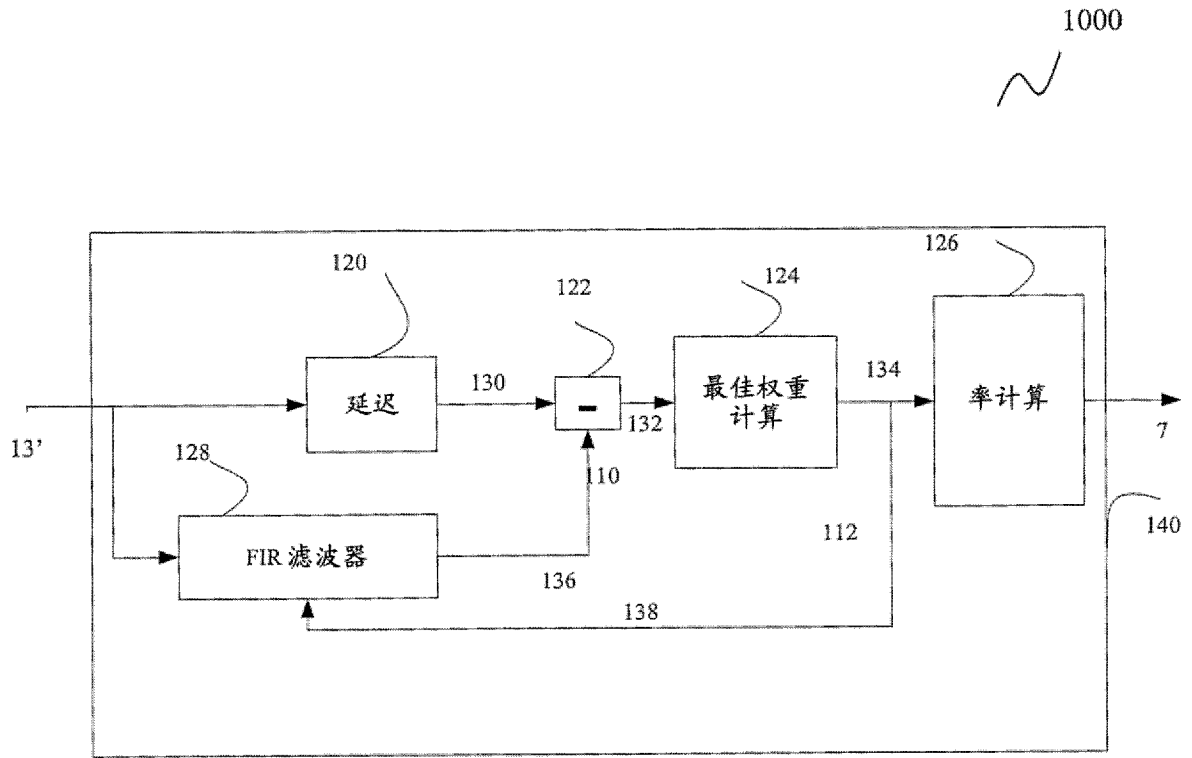


图10

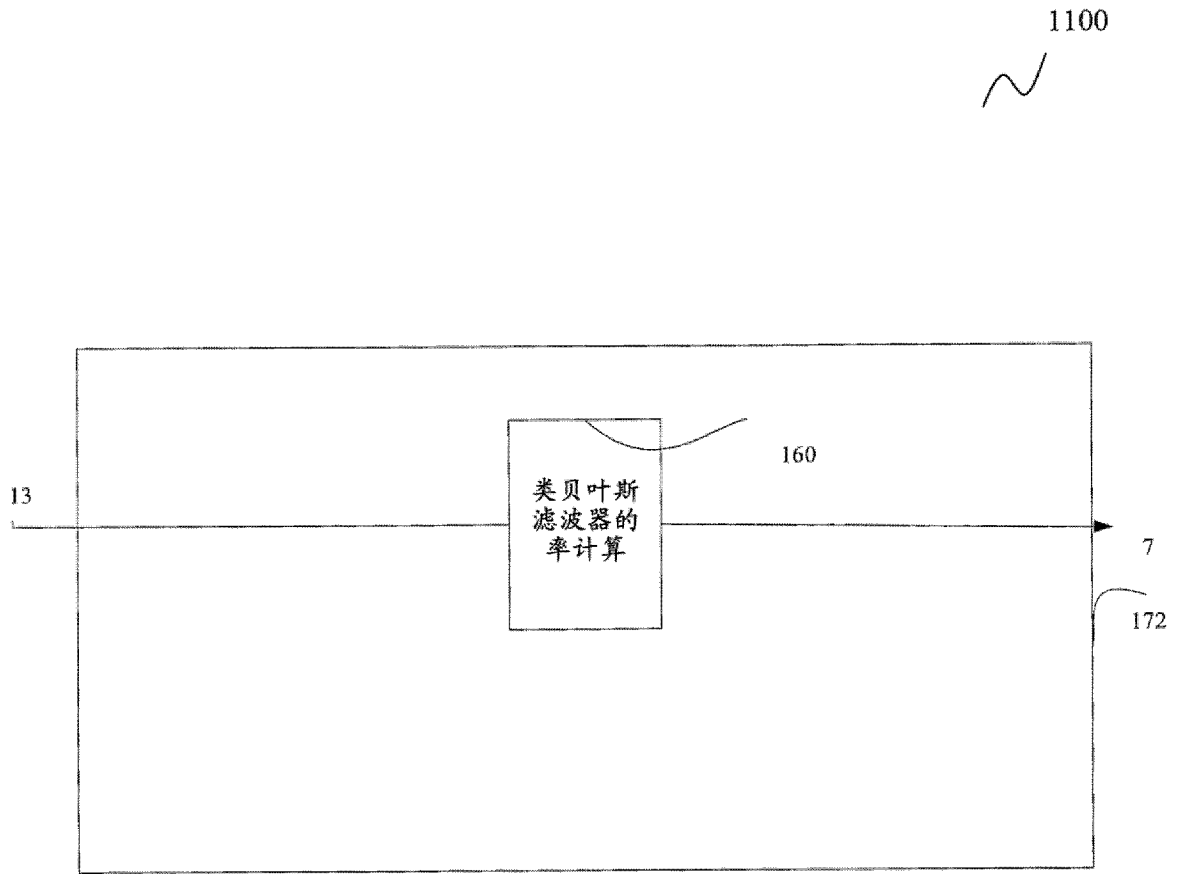


图11

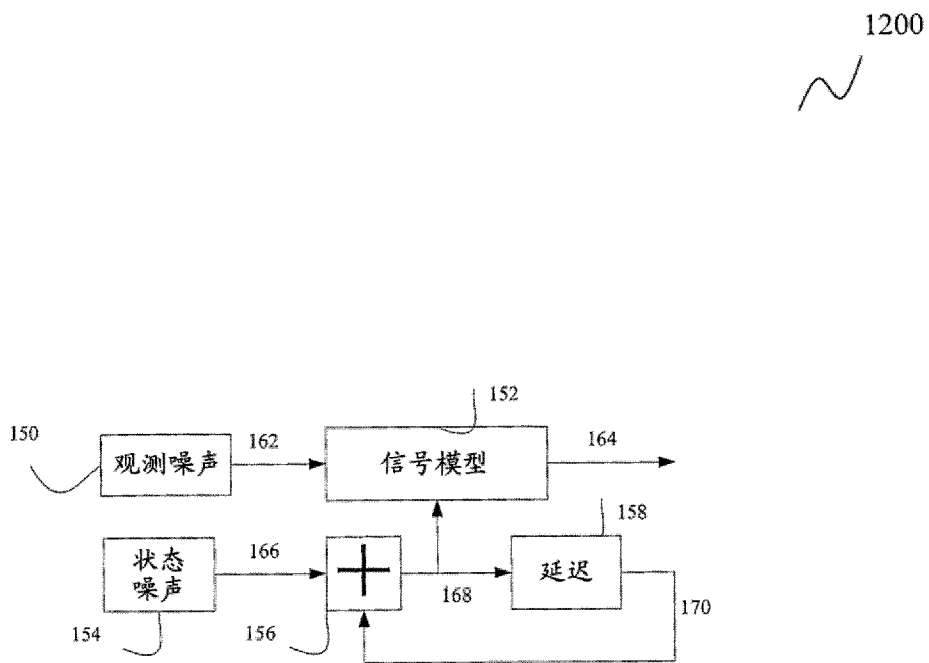


图12

1300

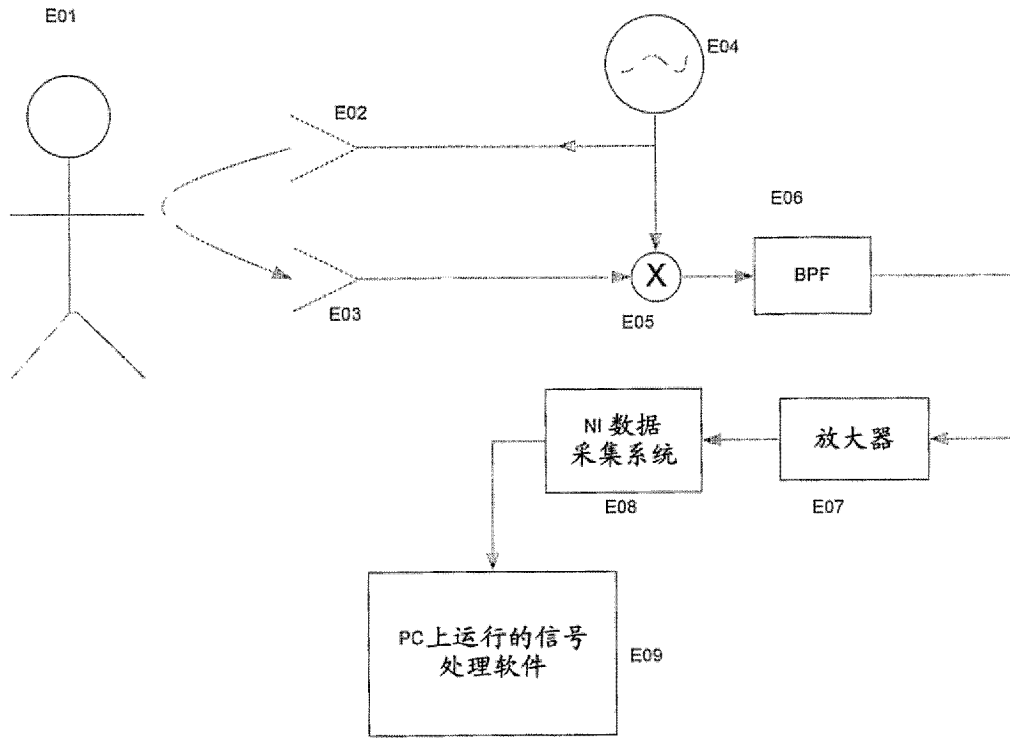
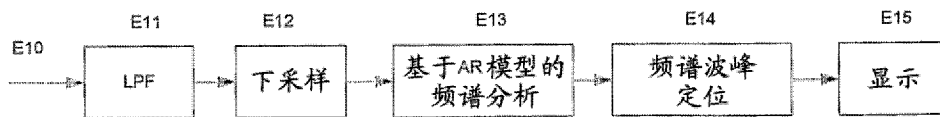


图13



1400

图14